Manuel de référence de l'ABL80 FLEX

ABL80 FLEX
Manuel de référence

Analyseur ABL80 FLEX

Manuel de référence

RADIOMETER

Table des matières

1. Introduction

2. Section humide

3. Electronique

4. Capteurs

5. Corrections définies par l'utilisateur

6. Spécifications des performances

7. Paramètres

8. Solutions

9. Options d'interface

Index

Date d'édition

PERFORMANCES DU SYSTEME

Les procédures décrites dans ce manuel doivent être observées pour assurer les performances correctes du système et éviter les dangers.

Radiometer ne peut, ni fournir, ni vérifier les caractéristiques des performances du système si le système n'est pas installé, utilisé et entretenu conformément aux procédures de Radiometer ou si des accessoires ne satisfaisant pas les spécifications de Radiometer sont utilisés.

Radiometer garantit que le support de données sur lequel le logiciel du système est fourni ne présente, ni défaut matériel, ni malfaçon, dans les conditions normales d'utilisation, pendant trois (3) mois à compter de la date de la livraison attestée par une copie de la facture ou du bon de réception.

LOGICIEL ET MARQUES COMMERCIALES DE TIERS

L'analyseur ABL80 FLEX comprend le système d'exploitation Microsoft® Windows® XP Embedded.

L'utilisation du système implique l'acceptation des termes du contrat de licence de logiciel du ou des fournisseur(s) du/des logiciel(s) susnommé(s), comme indiqué dans le contrat de licence utilisateur final inclus dans ce manuel. Si les termes du/des contrats de licence de logiciel ne peuvent pas être acceptés, ne pas utiliser le système mais contacter immédiatement le fournisseur pour le renvoi du système et le remboursement du prix d'achat.

Microsoft® et Windows® sont des marques commerciales de Microsoft Corporation.

GARANTIES ET NON-RESPONSABILITE

Radiometer ne fournit aucune garantie explicite ou implicite que celles expressément stipulées.

Toutes les garanties expressément stipulées dans ce document ne s'appliquent que si le système est installé, utilisé et entretenu conformément aux procédures de Radiometer et que seuls les accessoires satisfaisant les spécifications fournies par Radiometer sont utilisés.

Radiometer décline toute responsabilité quant aux performances du système si le système n'a pas été installé, utilisé et entretenu conformément aux procédures de Radiometer et si des accessoires ne satisfaisant pas les spécifications fournies par Radiometer sont utilisés.

Radiometer décline en outre toute responsabilité pour la perte de données et les conséquences directes ou indirectes, y compris les pertes économiques et commerciales, qu'une telle demande de dédommagement soit basée sur un contrat, une négligence ou un préjudice (y compris la responsabilité stricte), et même si Radiometer a connaissance de la potentialité du dommage ou de la perte.

CONFIDENTIALITE

Le contenu de ce document ne doit pas être reproduit ou communiqué à un tiers sans le consentement écrit préalable de Radiometer.

MODIFICATIONS

Ce document peut être modifié sans préavis et il est recommandé de contacter Radiometer pour vérifier si des modifications ont été apportées à ce document.

Bien que Radiometer s'efforce d'assurer la correction des informations données dans ce document en tenant compte des modifications, Radiometer décline toute responsabilité pour les erreurs ou omissions.

Radiometer, le logo de Radiometer, ABL, AQT, TCM, RADIANCE, PICO et CLINITUBES sont des marques commerciales de Radiometer Medical ApS.

© 2011 Radiometer Medical ApS. Tous droits réservés.

Table des matières

Introduction

Ce manuel réfère au fonctionnement des analyseurs ABL80 FLEX. Il décrit comment les mesures et les calibrations de ces analyseurs sont réalisées, quels sont les paramètres enregistrés et comment les analyseurs sont testés.

Table des matières

Ce manuel contient les sujets suivants :

1. Introduction

Documentation de l'ABL80 FLEX 1-2

2. Section humide

Introduction..... 2-2

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX 2-3

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX CO-OX..... 2-5

Processus de mesure 2-8

Informations générales..... 2-9

Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX 2-10

Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX CO-OX..... 2-11

Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX 2-13

Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX CO-OX..... 2-14

3. Electronique

Informations générales..... 3-2

Cartes et composants électroniques..... 3-3

4. Capteurs

Introduction..... 4-3

Construction générale..... 4-3

Principes généraux de mesure 4-4

Principe de la mesure potentiométrique 4-5

Principe de la mesure ampérométrique..... 4-7

Principe de la mesure conductométrique..... 4-10

Calibration..... 4-12

Informations générales..... 4-13

Equation de la calibration..... 4-14

Limites des paramètres du capteur 4-16

Sensibilité 4-17

Stabilité – électrique..... 4-18

Stabilité – température..... 4-19

Gamme – électrique..... 4-20

Electrode de référence 4-21
Informations générales sur l'électrode de référence 4-22
Construction de l'électrode de référence 4-23

Capteur de pH 4-24
Construction du capteur de pH 4-25
Principe de mesure du capteur de pH 4-26
Calibration du capteur de pH 4-29
Mesure – pH 4-30
Corrections – pH 4-31

Capteur de pCO_2 4-32
Construction du capteur de pCO_2 4-33
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-34
Calibration du capteur de pCO_2 4-38
Mesure – pCO_2 4-40
Corrections – pCO_2 4-41

Capteur de pO_2 4-42
Construction du capteur de pO_2 4-43
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-44
Calibration du capteur de pO_2 4-47
Mesure – pO_2 4-48
Corrections – pO_2 4-49

Les capteurs d'électrolytes 4-50
Construction des capteurs d'électrolytes 4-51
Principe de mesure des capteurs d'électrolytes 4-52
Calibration des capteurs d'électrolytes 4-54
Mesure – Electrolytes 4-55

Capteur de glucose 4-56
Construction du capteur de Glu 4-57
Principe de mesure du capteur de Glu 4-58
Calibration du capteur de Glu 4-60
Mesure – Glu 4-61

Capteurs de conductivité 4-62
Construction du capteur de conductivité 4-63
Principe de mesure du capteur de conductivité 4-64
Calibration du capteur de conductivité 4-66
Mesure – Hct 4-68

Système optique 4-69
Principe de mesure 4-70
Calibration 4-76
Correction des interférences de HbF 4-77
Correction des autres interférences 4-79
Mesure et corrections 4-80

Références 4-82

5. Corrections définies par l'utilisateur
Informations générales 5-2
Tous les paramètres 5-4

6. Caractéristiques de fonctionnement
Informations générales 6-2

Méthode de référence 6-3
Confrontation à une méthode de référence 6-4
Méthodes de référence des analyseurs ABL80 FLEX 6-6

Essais de fonctionnement 6-7
Définition des termes 6-8
Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX 6-10
Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX 6-11
Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 6-18
Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX 6-19
Tests d'interférence 6-29

7. Paramètres

Définitions et symboles 7-2
Informations générales 7-3
Paramètres acido-basiques 7-5
Paramètres de l'oxygène 7-7
Paramètres de l'oxymétrie 7-10
Paramètres des électrolytes et métabolites 7-11

Unités et gammes 7-12
Introduction 7-13
Paramètres mesurés 7-14
Paramètres introduits 7-16
Paramètres dérivés 7-17

Equations 7-21
Informations générales 7-22
Liste des équations 7-23
Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO) 7-36
Conversion des unités 7-41
Valeurs par défaut 7-43
Références 7-44

8. Solutions
Informations générales 8-2
Solutions 8-3
Certificats de traçabilité 8-5

9. Options d'interface
Informations générales 9-2
Connexion d'un clavier alphanumérique 9-3
Connexion du lecteur de codes à barres 9-4
Connexion à un réseau 9-5
Autres connexions 9-6

Index

Date d'édition

1. Introduction

Vue d'ensemble Ce chapitre présente la documentation accompagnant toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX. Il décrit comment ce manuel est organisé et explique les différentes notes y apparaissant.

Contenu Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Documentation de l'ABL80 FLEX 1-2

Documentation de l'ABL80 FLEX

ABL80 FLEX La documentation accompagnant tous les analyseurs ABL80 FLEX comporte des informations pratiques et théoriques relatives au fonctionnement et à l'utilisation de l'analyseur.

Documentation Le tableau ci-dessous décrit la documentation disponible pour cet analyseur.

Documentation	Description
Le Manuel de l'opérateur	• Contient toutes les informations nécessaires pour l'utilisation quotidienne de l'analyseur. • Décrit les fonctions de l'analyseur et explique comment le configurer pour l'adapter aux besoins de l'utilisateur et aux exigences légales. • Explique les messages d'erreur et indique les procédures de recherche des défauts. • Comprend les références commerciales
Le Manuel de référence	• Indique les informations détaillées sur les principes de fonctionnement de l'analyseur. • Décrit les principes de mesure et de calibration. • Liste l'ensemble des paramètres. • Indique les équations à partir desquelles les paramètres dérivés sont calculés. • Fournit des informations sur les méthodes de test des performances de l'analyseur.

2. Section humide

Introduction Ce chapitre décrit la section humide des analyseurs ABL80 FLEX et ABL80 FLEX CO-OX.

Contenu Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Introduction 2-2
Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX 2-3
Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 2-5
Processus de mesure 2-8
Informations générales 2-9
Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX 2-10
Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 2-11
Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX 2-13
Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 2-14

Introduction

Définition

La section humide de l'analyseur est la section où sont transportés tous les échantillons et solutions pour les mesures, les calibrations et les rinçages.

Composants de la section humide

Les principaux composants de la section humide sont :

- Cassette de capteurs
- Tuyaux internes
- Pompes péristaltiques pour l'aspiration d'échantillons, les calibrations et les vidanges
- Ensemble vannes / collecteur
- Pack de solutions
- Hémolyseur (Analyseur ABL80 FLEX CO-OX uniquement)

Solutions

Le pack de solutions contient toutes les solutions de l'analyseur ABL80 FLEX (toutes versions).

Gaz

L'analyseur ABL80 FLEX (toutes versions) n'utilise pas de bouteilles de gaz. Les différents niveaux de solutions sont tonométrés et enfermés dans des sachets étanches jetables, sans phase gazeuse. On élimine ainsi le besoin de bouteilles de gaz et de corrections de la température et de la pression barométrique.

Fenêtre

Une fenêtre placée sur la cassette de capteur permet d'observer le trajet de l'échantillon au niveau des capteurs de mesure pour les mesures de pH, gaz du sang, électrolytes et glucose.

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX

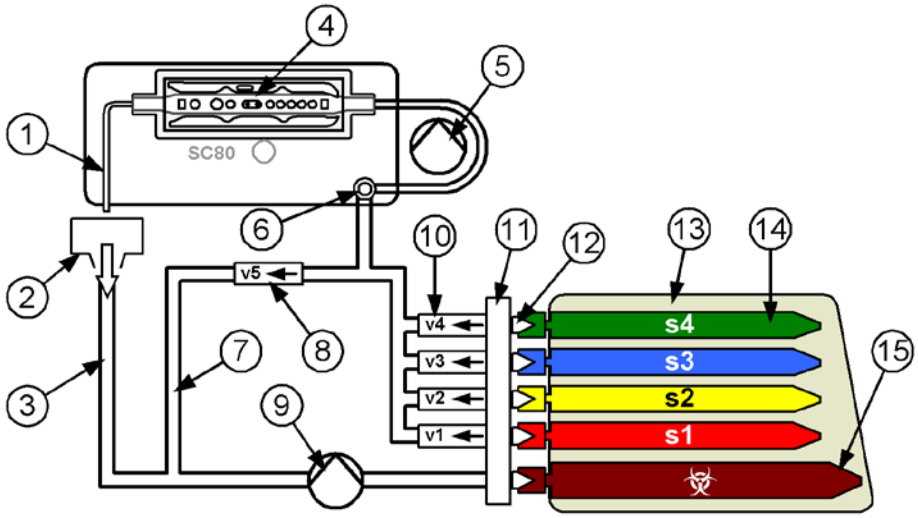
Introduction

La section humide de l'analyseur ABL80 FLEX contient les composants suivants :

- Cassette de capteurs
- Tuyaux internes, vannes et interface collecteur
- Pompe d'échantillons et de vidanges
- Pack de solutions

Diagramme

Le diagramme ci-dessous représente schématiquement la section humide de l'analyseur ABL80 FLEX.



Suite à la page suivante

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX, *suite*

Eléments et fonctions

Le tableau suivant décrit les fonctions des principaux composants de la section humide de l'analyseur ABL80 FLEX.

N°	Elément	Fonction
1	Sonde d'introduction	C'est le point d'introduction de l'échantillon dans la cassette. Elle est aussi un point de passage pour l'évacuation des solutions de calibration/CQ vers le drain de vidange.
2	Drain de vidange	Réceptacle recevant les vidanges depuis sonde d'introduction durant les cycles de rinçage.
3	Ligne de vidange principale	Tuyaux internes du circuit de transport des vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
4	Chambre de mesure de la cassette	Zone de la cassette contenant la rangée de capteurs et où sont effectuées les mesures.
5	Pompe à rouleaux	Fournit l'effet de pompage nécessaire au transport des fluides à travers les capteurs de la cassette.
6	Embout de la cassette	Port de connexion fluidique entre l'analyseur et la cassette de capteurs.
7	Ligne de vidange latérale	Connexion de tuyau fournissant un circuit pour le transport de l'excédent de fluide vers le sac de vidange du pack de solutions.
8	Vanne des vidanges	Vanne interne contrôlant le flux des effluents liquides dans le sac de vidange situé dans le pack de solutions.
9	Pompe de vidange	Pompe qui transporte les effluents liquides vers le sac de vidange situé dans le pack de solutions.
10	Vannes	Vannes internes contrôlant la sélection et le flux des solutions du pack de solutions à la cassette de capteurs.
11	Collecteur	Interface entre le pack de solutions, les vannes et la section humide de l'analyseur.
12	Luers des solutions	Ces luers pénètrent dans les valves des sacs hermétiques du pack de solutions pour permettre le passage des solutions.
13	Pack de solutions	Contient cinq sachets hermétiques, quatre sachets de solutions et un sachet de vidanges.
14	Sachets de solutions	Quatre sachets contenant des solutions électrolytiques exactement tonométrées.
15	Sac de vidanges	Sac collectant et contenant les divers effluents

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX CO-OX

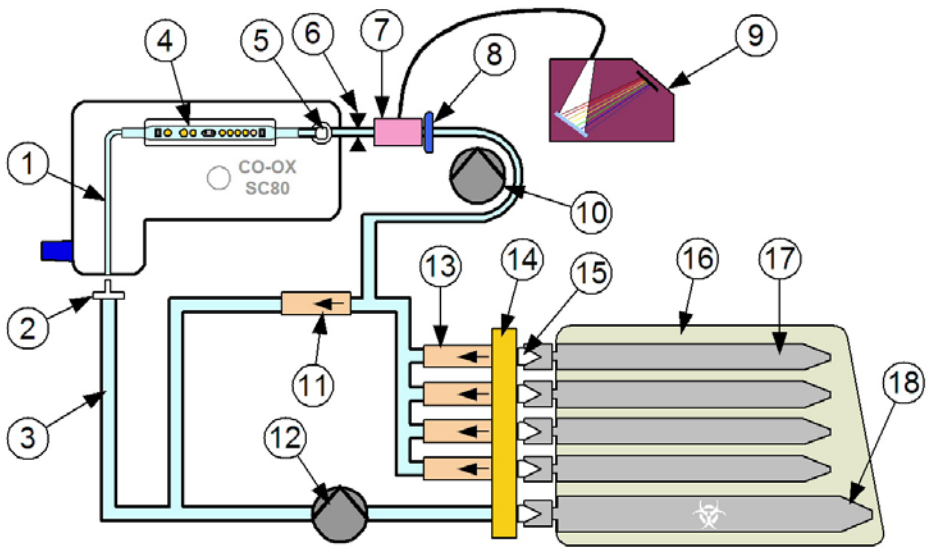
Introduction

La section humide de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX contient les composants suivants :

- Cassette de capteurs
- Tuyaux internes, vannes et interface collecteur
- Pompe d'échantillons et de vidanges
- Pack de solutions
- Hémolyseur et cuvette de l'échantillon

Diagramme

Le diagramme ci-dessous représente schématiquement la section humide de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.



Suite à la page suivante

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Eléments et fonctions

Le tableau suivant décrit les fonctions des principaux composants de la section humide de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

N°	Elément	Fonction
1	Sonde d'introduction	C'est le point d'introduction de l'échantillon dans la cassette. Elle est aussi un point de passage pour l'évacuation des solutions de calibration/CQ vers le drain de vidange.
2	Luer du drain de vidange	Luer recevant les vidanges depuis sonde d'introduction durant les cycles de rinçage.
3	Ligne de vidange principale	Tuyaux internes du circuit de transport des vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
4	Chambre de mesure de la cassette	Zone de la cassette contenant la rangée de capteurs et où sont effectuées les mesures pour le pH, les gaz du sang, les électrolytes et le glucose.
5	Embout de la cassette	Port de connexion fluidique entre l'analyseur et la cassette de capteurs.
6	Valve	Valve utilisée pour la mesure des paramètres de co-oxymétrie
7	Hémolyseur	Hémolyseur ultrasonique contenant l'échantillon hémolysé dans une cuvette pendant la mesure
8	Détecteur de liquide	Détecte la position de l'échantillon dans le circuit, assurant que l'échantillon a été correctement transporté à travers l'hémolyseur
9	Spectromètre	Utilise une rangée de photodiodes pour mesurer les longueurs d'ondes de l'échantillon et créer un spectre d'absorption
10	Pompe d'échantillon	Fournit l'effet de pompage nécessaire au transport des fluides à travers l'hémolyseur et les capteurs de la cassette.
11	Valve à évent	Valve interne contrôlant le flux des effluents liquides dans le sac de vidange situé dans le pack de solutions.
12	Pompe de vidange	Pompe qui transporte les effluents liquides vers le sac de vidange situé dans le pack de solutions.

Suite à la page suivante

Diagramme de la section humide – analyseur ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Eléments et fonctions, *(suite)*

N°	Elément	Fonction
13	Vannes	Vannes internes contrôlant la sélection et le flux des solutions du pack de solutions à la cassette de capteurs.
14	Collecteur	Interface entre le pack de solutions, les vannes et la section humide de l'analyseur.
15	Luers des solutions	Ces luers pénètrent dans les valves des sacs hermétiques du pack de solutions pour permettre le passage des solutions.
16	Pack de solutions	Contient cinq sachets hermétiques, quatre sachets de solutions et un sachet de vidanges.
17	Sachets de solutions	Quatre sachets contenant des solutions électrolytiques exactement tonométrées et des colorants.
18	Sac de vidanges	Sac collectant et contenant les divers effluents

Processus de mesure

Introduction Cette partie décrit le processus ayant lieu dans l'analyseur lors de l'introduction d'un échantillon. Les différents modes d'échantillon sont discutés séparément.

Tous les processus renvoient au diagramme de la section humide de la page 2-3.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Informations générales 2-9
Echantillons patients 2-10
Echantillons de CQ manuel 2-13
Configuration de l'analyseur 2-13

Informations générales

Avant la mesure Lorsque l'analyseur est en mode Prêt, avant une mesure, la cassette contient la solution 1 du pack de solutions.

Chauffage La température de l'analyseur est maintenue à la température ambiante. La chambre de mesure de la cassette est réchauffée à 37 °C seulement pendant la calibration et la mesure de l'échantillon. La chambre de mesure atteint 37 °C en environ 10 secondes (depuis la température ambiante).

Solutions Toutes les solutions nécessaires sont contenues dans le pack de solutions et sont introduites automatiquement dans la cassette de capteurs et l'hémolyseur via l'ensemble vannes / collecteur.

Elimination des vidanges Tous les effluents liquides sont transportés vers le sac de vidange situé dans le pack de solutions. Cela concerne également les effluents sanguins. Les pack de solutions utilisés doivent être considérés comme des déchets présentant un biorisque et ils doivent être éliminés conformément aux procédures de votre établissement.

Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX

Processus de mesure

Le tableau suivant décrit le processus analytique de la mesure d'un échantillon sanguin par l'analyseur ABL80 FLEX.

Etape	Description
1.	L'analyseur est prêt à accepter un échantillon sanguin. • Le message “Prêt” est affiché • Le feu tricolore est vert ou jaune • Les paramètres désirés sont disponibles
2.	***Analyse*** est sélectionné dans le menu.
3.	La roue à rouleau tourne dans le sens contraire des aiguilles d'une montre d'environ 1/20 de tour pour évacuer l'air éventuellement présent dans l'extrémité de la sonde d'introduction.
4.	L'utilisateur choisit s'il le désire la corrélation de l'hémodilution (Hct) (Ecran optionnel).
5.	Depuis l'écran **Aspiration**, l'utilisateur ouvre le volet d'introduction. L'échantillon (seringue ou tube capillaire) est positionné par rapport à la sonde et l'utilisateur presse la touche ***Aspirer***.
6.	La pompe à rouleau est activée et tourne dans le sens des aiguilles d'une montre pour amener l'échantillon dans la chambre de mesure. En même temps, la pompe de vidange et les vannes sont activées pour transporter les liquides résiduels à travers les vannes, la ligne de vidange latérale, la ligne de vidange principale, et enfin le collecteur de vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
7.	A l'arrêt de la pompe à rouleau, l'analyseur émet un bip pour indiquer que la première phase d'aspiration est terminée.
8.	L'utilisateur enlève l'échantillon, essuie la sonde d'introduction et referme le volet d'introduction.
9.	La pompe à rouleau est activée une deuxième fois pour achever le positionnement de l’échantillon sur les capteurs de mesure.
10.	La mesure de l'échantillon est effectuée. Pendant que s’effectue l’analyse, l’utilisateur introduit les informations nécessaires sur le patient.
11.	Lorsque la mesure est terminée, le système aspire la solution 1 du pack de solutions pour chasser l’échantillon de la chambre de mesure et remplir la chambre de solution 1. La pompe de vidange est également activée pour pomper les effluents vers le sac de vidange du pack de solutions.
12.	Les capteurs effectuent des mesures sur la solution 1.
13.	Une fois que les mesures de la solution 1 et de l'échantillon sont terminées, les résultats sont comparés aux gammes de référence et aux limites critiques, introduites par l'utilisateur. Les résultats sont ensuite affichés, stockés et imprimés (si cela a été demandé).

Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX CO-OX

Processus de mesure

Le tableau suivant décrit le processus analytique de la mesure d'un échantillon sanguin par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Etape	Description
1.	L'analyseur est prêt à accepter un échantillon sanguin. • Le message “Prêt” est affiché • Le feu tricolore est vert ou jaune • Les paramètres désirés sont disponibles
2.	***Analyse*** est sélectionné dans le menu.
3.	Le courant de fond du glucose est remis à zéro si ce paramètre est actif.
4.	La pompe à rouleau est activée pour aspirer un petit volume d'air dans le système.
5.	Depuis l'écran **Aspiration**, l'utilisateur soulève la sonde d'introduction. L'échantillon (seringue ou tube capillaire) est positionné par rapport à la sonde et l'utilisateur presse la touche ***Aspirer***.
6.	La pompe à rouleau est activée, aspirant l'échantillon dans la cassette et l'hémolyseur. En même temps, la pompe de vidange et les vannes sont activées pour transporter les liquides résiduels à travers les vannes, la ligne de vidange latérale, la ligne de vidange principale, et enfin le collecteur de vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
7.	A l'arrêt de la pompe à rouleau, l'analyseur émet un bip pour indiquer que la première phase d'aspiration est terminée.
8.	L'opérateur enlève l'échantillon et abaisse la sonde.
9.	Une deuxième phase d'aspiration a lieu, positionnant correctement l'échantillon. Le positionnement est confirmé par le détecteur de liquide.
10.	La vanne se referme et la roue à rouleau tourne dans l'autre sens pour produire une contre-pression positive dans l'hémolyseur. Cette pression positive élimine les bulles d'air et renforce le processus d'hémolyse.
11.	La mesure de l'échantillon est effectuée. Pendant que s’effectue l’analyse, l’utilisateur introduit les informations nécessaires sur le patient.

Suite à la page suivante

Echantillons patients – analyseur ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Processus de mesure

(suite)

Etape	Description
12.	Lorsque la mesure est terminée, la roue à rouleau tourne dans l'autre sens pour supprimer la contre-pression. La valve est ouverte.
13.	Le système aspire la solution 1 du pack de solutions pour chasser l'échantillon et remplir la chambre de solution 1. La pompe de vidange est également activée pour pomper les effluents vers le sac de vidange du pack de solutions.
14.	Les capteurs effectuent des mesures sur la solution 1. Cette étape n'est effectuée que pour la version CO-OX de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.
15.	Une fois que les mesures de la solution 1 et de l'échantillon sont terminées, les résultats sont comparés aux gammes de référence, limites critiques et gammes enregistrables, introduites par l'utilisateur. Les résultats sont ensuite affichés, stockés et imprimés (si cela a été demandé).

Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX

Processus de mesure

Le tableau suivant décrit le processus analytique de la mesure manuelle d'un échantillon de CQ par l'analyseur ABL80 FLEX.

Etape	Description
1.	Un pack de solutions et une cassette doivent être installés sur l'analyseur. La dernière calibration doit être acceptée.
2.	CQ manuel est sélectionné dans le menu.
3.	La pompe à rouleau tourne dans le sens contraire des aiguilles d'une montre d'environ 1/20 de tour pour évacuer l'air éventuellement présent dans l'extrémité de la sonde d'introduction.
4.	• Le type de contrôle de qualité analysé est sélectionné • L'écran de température de CQ est complété si nécessaire (écran optionnel) ou saisir la température de l'ampoule.
5.	A l'apparition de l'écran **Aspiration**, l'opérateur ouvre le volet d'introduction et la sonde est immergée dans la solution de CQ. L'utilisateur presse ensuite la touche ***Aspirer***.
6.	La pompe à rouleaux est activée et tourne dans le sens contraire de celui des aiguilles d'une montre pour aspirer la solution de CQ de l'ampoule dans la chambre de mesure. En même temps, la pompe de vidange et les vannes sont activées pour transporter les liquides résiduels à travers les vannes, la ligne de vidange latérale, la ligne de vidange principale, et enfin le collecteur de vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
7.	A l'arrêt de la pompe à rouleau, l'analyseur émet un bip pour indiquer que la première phase d'aspiration est terminée.
8.	L'utilisateur enlève l'ampoule de CQ, essuie la sonde d'introduction et referme le volet d'introduction.
9.	La pompe à rouleau est activée une deuxième fois pour achever le positionnement de l'échantillon sur les capteurs de mesure.
10.	La mesure de l'échantillon est effectuée.
11.	Lorsque la mesure est terminée, le système aspire la solution 1 du pack de solutions pour chasser l'échantillon et remplir la chambre de solution 1. La pompe de vidange est également activée pour pomper les effluents vers le sac de vidange du pack de solutions.
12.	Les capteurs effectuent des mesures sur la solution 1.
13.	Une fois terminées les mesures de la solution 1 et de l'échantillon de CQ, les résultats sont comparés aux gammes acceptables, introduites par l'utilisateur. Les résultats sont ensuite affichés, stockés et imprimés (si cela a été demandé).

Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX CO-OX

Processus de mesure

Le tableau suivant décrit le processus analytique de la mesure manuelle d'un échantillon de CQ par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Etape	Description
1.	Un pack de solutions et une cassette doivent être installés sur l'analyseur. La dernière calibration doit être acceptée.
2.	CQ manuel est sélectionné dans le menu.
3.	L'écran de température de CQ est complété si nécessaire (écran optionnel) ou saisir la température de l'ampoule.
4.	Le courant de fond du glucose est remis à zéro si ce paramètre est actif.
5.	La pompe à rouleau est activée pour aspirer un petit volume d'air dans le système.
6.	A l'apparition de l'écran **Aspiration**, l'opérateur lève la sonde d'introduction et la sonde est immergée dans la solution de CQ. L'utilisateur presse ensuite la touche ***Aspirer***.
7.	La pompe à rouleaux est activée et tourne dans le sens contraire de celui des aiguilles d'une montre pour aspirer la solution de CQ de l'ampoule dans la cassette et dans l'hémolyseur. En même temps, la pompe de vidange et les vannes sont activées pour transporter les liquides résiduels à travers les vannes, la ligne de vidange latérale, la ligne de vidange principale, et enfin le collecteur de vidanges vers le sac de vidange du pack de solutions.
8.	A l'arrêt de la pompe à rouleau, l'analyseur émet un bip pour indiquer que la première phase d'aspiration est terminée.
9.	L'opérateur enlève l'ampoule de CQ et abaisse le volet.
10.	Une deuxième phase d'aspiration a lieu, positionnant l'échantillon. Le bon positionnement de l'échantillon est confirmé par le détecteur de liquide.
11.	La vanne se referme et la roue à rouleau tourne dans l'autre sens pour produire une contre-pression positive dans l'hémolyseur.
12.	La mesure de l'échantillon est effectuée.

Suite à la page suivante

Echantillons de CQ manuels – analyseur ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Processus de mesure

(suite)

Etape	Description
13.	Lorsque la mesure est terminée, la roue à rouleau tourne dans l'autre sens pour supprimer la contre-pression. La valve est ouverte.
14.	Le système aspire la solution 1 du pack de solutions pour chasser l'échantillon et remplir la chambre de solution 1. La pompe de vidange est également activée pour pomper les effluents vers le sac de vidange du pack de solutions.
15.	Les capteurs effectuent des mesures sur la solution 1. Cette étape n'est effectuée que pour la version CO-OX de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.
16.	Une fois terminées les mesures de la solution 1 et de l'échantillon de CQ, les résultats sont comparés aux gammes acceptables, introduites par l'utilisateur. Les résultats sont ensuite affichés, stockés et imprimés (si cela a été demandé).

3. Electronique

Introduction Ce chapitre décrit le système électronique contrôlant l'analyseur ABL80 FLEX.

Contenu Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Informations générales 3-2
Cartes et composants électroniques 3-3

Informations générales

Informations générales

L'électronique de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX peut être divisée en plusieurs modules :

- Le module d'interface utilisateur comprenant le panneau de touches et l'afficheur LCD, un lecteur de codes-barres intégré, un lecteur de CD-R/RW et un module d'ordinateur intégré
- Une imprimante thermique intégrée
- L'électronique analogique pour le contrôle des pompes de la section humide et de la cassette de capteurs.

Communication

La communication entre un ordinateur externe de gestion des données et l'analyseur s'effectue via une interface sérielle RS232 ou par connexion Ethernet via le port d'interface RJ45.

Composants électroniques

Les principales fonctions de l'électronique de l'analyseur sont décrites dans la section suivante.

Cartes et composants électroniques

Introduction Les principales fonctions de l'électronique de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX sont décrites ci-dessous.

Alimentation électrique Puissance requise : une alimentation électrique universelle 100-240 VAC, 50-60 Hz avec 3,0 A max. Trois niveaux de sorties internes CC pour le contrôle de l'électronique, comprenant 5 VCC, 8,0 A max, +12 VCC, 3,0 A max et –12 VDC, 0,2 A max. Chargeur de la batterie interne : +16,8 V, 1,8 A max

Ensemble valves / collecteur Le collecteur avec les valves intégrées contrôle le flux des solutions du pack de solutions à la cassette de capteurs et le retour des effluents dans le sac de vidange intégré dans le pack de solutions. Les valves sont contrôlées par des commandes de l'électronique analogique de l'analyseur.

Imprimante L'unité de l'imprimante consiste en une mini-imprimante thermique avec l'électronique de contrôle de l'imprimante.

Carte analogique La carte analogique consiste en des canaux amplificateurs de forte impédance et d'un multiplexeur pour l'acquisition des signaux des canaux des capteurs et leur transmission au processeur de l'analyseur et à un microprocesseur intégré contrôlant les fonctions de base de la section humide.

Processeur Un microcontrôleur intégré exécute le système d'exploitation et les applications logicielles.

Carte flash La carte flash est une unité à circuits intégrés dans laquelle sont stockés tous les fichiers du système d'exploitation et du logiciel ainsi que les fichiers de bases de données.

Unité de CD L'unité de CD est un lecteur combo CD/DVD R/RW pour le chargement de fichiers système ou le transfert de données système. Les données peuvent être transférées sur des disques CD-R.

Carte de base La carte de base fournit l'interface entre le processeur et l'électronique du système et les connexions périphériques.

Suite à la page suivante

Cartes et composants électroniques, *suite*

Carte CO-OX La carte CO-OX, spécifique à l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX, contrôle toutes les fonctions du CO-oxymètre et transmet ces signaux au processeur de l'analyseur.

Hémolyseur Un hémolyseur ultrasonique, spécifique à l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX, hémolyse l'échantillon de sang total et présente une cuvette pour la mesure de l'échantillon hémolysé. La lumière d'une diode traverse l'échantillon dans la cuvette. Après avoir traversé l'échantillon, la lumière est guidée vers le spectromètre via une fibre optique.

Spectromètre Le spectromètre, spécifique à l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX, sépare la lumière en 138 longueurs d'ondes et convertit les signaux lumineux en courants, créant ainsi un spectre d'absorption. Ce spectre est envoyé au processeur pour déterminer les valeurs des paramètres de l'oxymétrie.

4. Capteurs

Introduction

Ce chapitre décrit les principes de construction, de mesure et de calibration de chacun des capteurs de l'analyseur de la série ABL80 FLEX (toutes versions).

Une section spécifique décrit le système optique de l'"analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Les sections générales concernant les théories appliquées aux mesures et aux calibrations sont également présentées.

Contenu

Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Introduction 4-3

Construction générale 4-3
Principes généraux de mesure 4-4
Principe de la mesure potentiométrique 4-5
Principe de la mesure ampérométrique 4-7
Principe de la mesure conductométrique 4-10

Calibration 4-12

Informations générales 4-13
Equation de la calibration 4-14
Limites des paramètres du capteur 4-16
Sensibilité 4-17
Stabilité – électrique 4-18
Stabilité – température 4-19
Gamme – électrique 4-20

Electrode de référence 4-21

Informations générales sur l'électrode de référence 4-22
Construction de l'électrode de référence 4-23

Capteur de pH 4-24

Construction du capteur de pH 4-25
Principe de mesure du capteur de pH 4-26
Calibration du capteur de pH 4-29
Mesure – pH 4-30
Corrections – pH 4-31

Capteur de pCO_2 4-32

Construction du capteur de pCO_2 4-33
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-34
Calibration du capteur de pCO_2 4-38
Mesure – pCO_2 4-40
Corrections – pCO_2 4-41

Capteur de pO_2 4-42

Construction du capteur de pO_2 4-43
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-44
Calibration du capteur de pO_2 4-47
Mesure – pO_2 4-48
Corrections – pO_2 4-49

Les capteurs d'électrolytes 4-50

Construction des capteurs d'électrolytes 4-51
Principe de mesure des capteurs d'électrolytes 4-52
Calibration des capteurs d'électrolytes 4-54
Mesure – Electrolytes 4-55

Capteur de glucose 4-56

Construction du capteur de Glu 4-57
Principe de mesure du capteur de Glu 4-58
Calibration du capteur de Glu 4-60
Mesure – Glu 4-61

Capteurs de conductivité 4-62

Construction du capteur de conductivité 4-63
Principe de mesure du capteur de conductivité 4-64
Calibration du capteur de conductivité 4-66
Mesure – Hct 4-68

Système optique 4-69

Principe de mesure 4-70
Calibration 4-76
Correction des interférences de HbF 4-77
Correction des autres interférences 4-79
Mesure et corrections 4-80

Références 4-82

Introduction

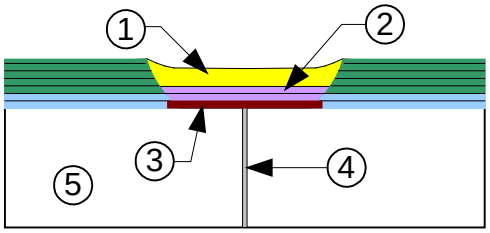
Construction générale

Capteurs

Dans ce manuel, le terme de capteur réfère à chacun des capteurs, en tant que partie spécifique de la rangée de capteurs d'une cassette. Le signal électrique de chaque capteur est mesuré par l'électronique analogique brevetée de l'unité analyseur.

Diagramme

Le diagramme suivant est la représentation générale d'un capteur de l'ABL80 FLEX, toutes versions. On trouvera des descriptions plus détaillées de chaque capteur dans les sections respectives de ce chapitre.



Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du diagramme ci-dessus.

N°	Elément	Description
1	Membrane	Un film polymère très fin séparant l'échantillon du capteur.
2	Electrolyte	Une matière conductrice qui permet un contact électrique entre l'électrode et l'échantillon.
3	Electrode	Le point de contact électrique avec l'électrolyte.
4	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
5	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Principes généraux de mesure

Introduction

Quatre différents principes de mesure sont employés en relation avec les capteurs de tous les analyseurs ABL80 FLEX.

- **Potentiométrie :** Le potentiel d'une chaîne de capteurs est enregistrée à l'aide d'un voltmètre et mise en relation avec la concentration de l'échantillon (équation de Nernst).
- **Ampérométrie :** L'amplitude d'un courant électrique traversant une chaîne de capteurs est proportionnelle à la concentration de substance étant oxydée ou réduite à l'une des électrodes de la chaîne.
- **Conductométrie :** L'impédance spécifique d'un échantillon tel qu'elle est mesurée par deux électrodes conductrices à une tension constante est directement proportionnelle aux propriétés conductrices de l'échantillon.
- **Spectrophotométrie** La lumière traverse une cuvette contenant un échantillon sanguin hémolysé. Les longueurs d'ondes spécifiques absorbées et leurs intensités génèrent un spectre d'absorption utilisé pour calculer les paramètres de l'oxymétrie. Ce principe de mesure n'est utilisé que sur l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Les trois premiers principes de mesure sont décrits en détail aux pages suivantes. La spectrophotométrie est décrite dans la section intitulée *Système optique.*

Activité et concentration

Au sens strict, en potentiométrie, le potentiel d'une chaîne d'électrodes, ou l'amplitude du courant traversant une chaîne d'électrodes, est lié(e) à l'activité d'une substance, et non pas à sa concentration.

On peut considérer l'activité d'une substance comme étant la ‘concentration efficace’ d'une substance, en prenant en compte le fait que le médium n'est pas idéal.

L'équation suivante met en relation l'activité et la concentration :

$$a_x = \gamma\, c_x$$

où :

a_x = l'activité de la substance x

γ = le coefficient d'activité de la substance x dans les conditions de mesure (dans les conditions idéales, $\gamma = 1$)

c_x = la concentration de la substance x (mol/L)

NOTA : Pour être exact, l'activité est fonction de la molalité de la substance, c'est-à-dire le nombre de mmoles par kg de solvant. La molalité est cependant convertie en concentration (molarité).

Conversion de l'activité en concentration

Tous les analyseurs ABL80 FLEX convertissent automatiquement les activités en concentrations. Dans la suite de ce chapitre, on utilise donc le terme concentration dans les explications des principes de mesure de chaque électrode.

Principe de la mesure potentiométrique

Introduction

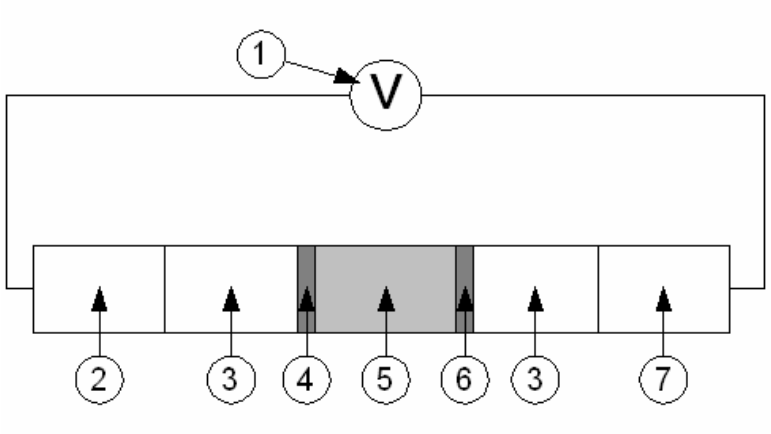
Ce sujet décrit le principe des mesures potentiométriques où le potentiel d'une électrode est enregistré par un voltmètre, puis mis en relation avec la concentration de la substance via l'équation de Nernst.

Chaîne d'électrode

Une chaîne d'électrodes décrit un circuit électrique consistant en un échantillon, une électrode, une électrode de référence, un voltmètre, des membranes et des solutions électrolytiques.

Diagramme

Le diagramme ci-dessous représente une chaîne d'électrodes en général.



Eléments et description

Le tableau ci-dessous décrit les éléments du diagramme précédent :

N°	Elément
1	Voltmètre
2	Electrode de référence
3	Electrolyte
4	Jonction liquide
5	Echantillon
6	Membrane
7	Electrode de mesure

Suite à la page suivante

Principe de la mesure potentiométrique, *suite*

Potentiel de la chaîne d'électrodes

Chaque élément de la chaîne d'électrodes fournit une tension à la chute globale de potentiel de la chaîne. Ainsi :

- Plongées dans la solution électrolytique appropriée, les deux électrodes présentent des potentiels différents.
- Les jonctions au niveau des membranes, entre l'échantillon et les solutions électrolytiques, présentent également des potentiels différents.

Le potentiel de la chaîne complète est ainsi la somme de ces potentiels isolés, et constitue la grandeur mesurée par le voltmètre.

Détermination des potentiels

En organisant la chaîne d'électrodes de sorte que tous les potentiels sauf un soient constants et connus, le potentiel final ($E_{échant.}$) inconnu peut être calculé en connaissant le potentiel total de la chaîne (E_{total}) et le potentiel standard (E_0).

$$E_{total} = E_0 + E_{échant.}$$

Equation de Nernst

Une fois le potentiel inconnu ($E_{échant.}$) mesuré, l'équation de Nernst est appliquée pour déterminer l'activité (a_x) de la substance étudiée :

$$E_{échant} = E_0 + \frac{RT}{nF} \ln a_x$$

où :

E_0	=	potentiel standard de la chaîne d'électrodes
R	=	constante des gaz (8,3143 J/°K-mole)
T	=	température absolue (°K)
n	=	charge de la substance x
F	=	Constante de Faraday (96487 C/mole)
a_x	=	activité de la substance x

Activité

L'activité exprime la ‘concentration efficace’ d'une substance. Elle est expliquée en détail sous Principes généraux de mesure, à la page 4-4

Concentration

L'équation de Nernst est récrite pour exprimer l'activité en fonction du potentiel $E_{échant.}$. Une fois $E_{échant.}$ mesuré, on peut calculer l'activité du fait que toutes les autres grandeurs; à droite de l'équation, sont connues. Pour terminer, l'analyseur convertit l'activité en concentration, comme cela a déjà été expliqué.

Application

Le principe de mesure potentiométrique est appliqué aux électrodes à pH, pCO_2 et aux électrodes d'électrolytes. Cependant, pour l'électrode à pCO_2, le principe est légèrement différent du fait que l'équation de Nernst n'est pas directement appliquée.

Principe de la mesure ampérométrique

Introduction

Ce sujet décrit le principe des mesures ampérométriques où l'amplitude d'un courant électrique traversant une chaîne d'électrodes est comparée à la concentration d'une substance oxydée ou réduite à l'une des électrodes de la chaîne.

Chaîne d'électrode

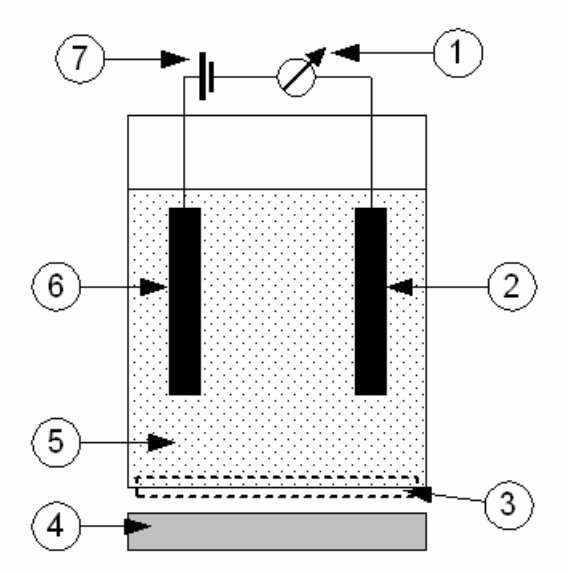
Dans les mesures ampérométriques, la chaîne d'électrodes décrit le circuit électrique comprenant l'échantillon, les deux électrodes (anode et cathode), un ampèremètre, une source de tension, les membranes et les solutions électrolytiques.

Suite à la page suivante

Principe de la mesure ampérométrique, *suite*

Diagramme

Ce diagramme est une représentation générale de la chaîne d'électrodes ampérométriques employée dans toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.



Eléments et fonctions

Le tableau suivant décrit les fonctions des éléments du diagramme précédent.

Le processus de mesure est indiqué après ce tableau.

N°	Elément	Description
1	Ampèremètre	Mesure en nano-ampères le courant traversant le circuit.
2	Cathode	Electrode négative où se produit une réaction de réduction et où des électrons sont consommés.
3	Membrane	Permet le passage de certaines molécules de l'échantillon.
4	Echantillon	En contact avec la membrane.
5	Electrolyte	Fournit le contact électrique entre l'anode et la cathode.
6	Anode	Electrode positive où se produit une réaction d'oxydation et où des électrons sont libérés.
7	Tension appliquée	Applique le potentiel nécessaire aux réactions de réduction et d'oxydation étudiées.

Suite à la page suivante

Principe de la mesure ampérométrique, *suite*

Processus de mesure

Le processus de mesure d'une électrode ampérométrique est le suivant :

Hypothèses

Pour simplifier l'explication, on suppose que :

- une substance **A** de l'échantillon est réduite à la cathode en $\mathbf{A}^-$.
- une substance **X** de l'électrolyte est oxydée à l'anode en $\mathbf{X}^+$.

Etape	**Action**
Transport de **A** à travers la membrane	La membrane laisse passer la substance **A** tandis qu'elle empêche l'accès des grosses molécules polaires présentes dans l'échantillon.
Application d'un potentiel	Un potentiel adapté est appliqué à travers les électrodes.
Réduction de **A**	Ce potentiel provoque la réduction de la substance **A** à la cathode, selon la réaction suivante : $A + e^- \rightarrow A^-$
Mesure du courant	La réduction de **A** produit un courant d'électrons, et donc un courant électrique. L'amplitude de ce courant est mesurée.
Oxydation de X	Pour terminer le circuit électrique, une réaction d'oxydation avec libération d'électrons est nécessaire. La substance **X** est ainsi oxydée, selon la réaction suivante : $X \rightarrow X^+ + e^-$
Calcul de *c*A	L'amplitude du courant traversant le circuit est proportionnelle à la concentration des substances réduites, **A** dans le cas présent. L'analyseur calcule ainsi automatiquement la concentration de **A** dans l'échantillon.

Application

Le principe de la mesure ampérométrique est appliqué aux électrodes pO_2 et Glu.

Principe de la mesure conductométrique

Introduction

Ce sujet décrit le principe des mesures conductométriques où l'impédance spécifique entre deux électrodes conductrices est proportionnelle aux propriétés conductrices de cet échantillon.

Electrical chain

Le circuit électrique comprend une double-électrode de conductivité, un échantillon placé au milieu de ces capteurs et une source de courant.

$$V_{in} / I$$

où :

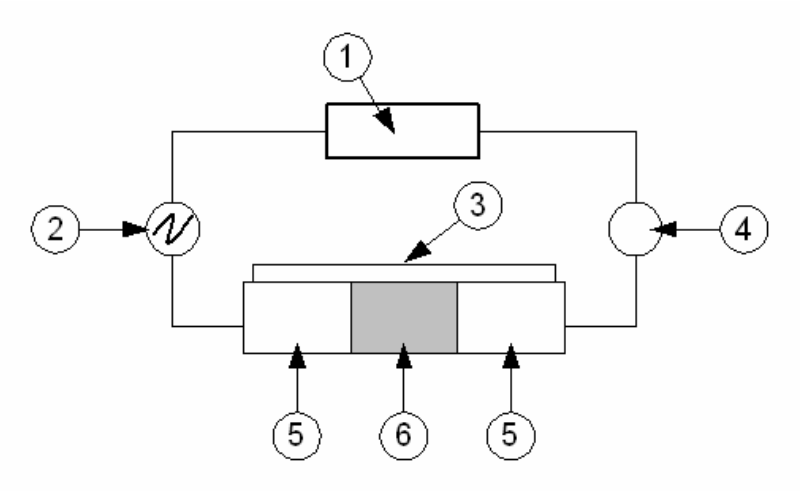
V_{in} (Tension introduite) = courant alternatif à 10 kHz

Suite à la page suivante

Principe de la mesure conductométrique, *suite*

Diagram

Le diagramme suivant représente schématiquement une chaîne d'électrodes conductométriques employée dans toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.



Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du diagramme ci-dessus.

N°	Elément	Description
1	R_F	Résistance de charge de la chaîne d'électrodes
2	Equation de la calibration	Tension appliquée
3	R_s	Impédance variable de l'échantillon.
4	V_{out}	Tension de sortie
5	Electrode	Le point de contact électrique avec l'électrolyte.
6	Echantillon	Substance mesurée

Si $R_F = R_S$ alors :

$$V_{out} = ½\ V_{in} \quad \text{ou} \quad V_{out} = \frac{R_F}{R_F + R_S} * V_{in}$$

Description

Le système applique une tension alternative entre les deux électrodes, à une fréquence de 10 kHz. Le courant mesuré à travers l'échantillon est converti en un signal analogue - numérique (AN).

Application

Le principe de mesure conductométrique est appliqué aux électrodes à Hct et aux électrodes d'air dans l'échantillon.

Calibration

Introduction Cette section décrit la théorie du processus de calibration et la méthode utilisée pour le monitorage de la calibration.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Informations générales 4-13
Equation de la calibration 4-14
Limites des paramètres du capteur 4-16
Sensibilité 4-17
Stabilité – électrique 4-18
Stabilité – température 4-19

Informations générales

Définition

La calibration est le processus qui met en relation les signaux de l'électrode pendant la séquence de calibration avec les valeurs des solutions de calibration. La calibration permet de convertir les signaux des électrodes en valeurs vraies, pour un échantillon inconnu.

Fréquence

Les calibrations doivent être effectuées à intervalles réguliers pour que les variations normales des sorties du capteur puissent être compensées après les changements mineurs inévitables de comportement du capteur.

Solutions de calibration

La calibration de tous les capteurs est réalisée en utilisant les solutions de calibration 1 à 4 (voir Chapitre 8, Solutions, pour davantage d'informations sur ces solutions).

Les solutions de calibration ont des concentrations connues pour chacune des substances devant être mesurées. Ces concentrations sont fondamentales pour déterminer l'exactitude de mesure de l'analyseur.

Les concentrations de chacune des substances des solutions de calibration sont programmées dans la puce du pack de solutions. Les informations sont lues automatiquement par l'analyseur lorsqu'un pack de solution est installé dans ce dernier.

Traçabilité des solutions de calibration

Le certificat de traçabilité de ces solutions de calibration est présenté au *Chapitre 8* du présent manuel.

Equation de la calibration

Définition

L'équation de la calibration exprime la relation entre la mesure électrique au niveau d'un capteur et la concentration de la substance spécifique au niveau du capteur.

Utilisation

La ligne de calibration sert de base à l'échelle utilisée par l'analyseur pour convertir en concentrations les mesures électriques.

Dérivation de la ligne de calibration

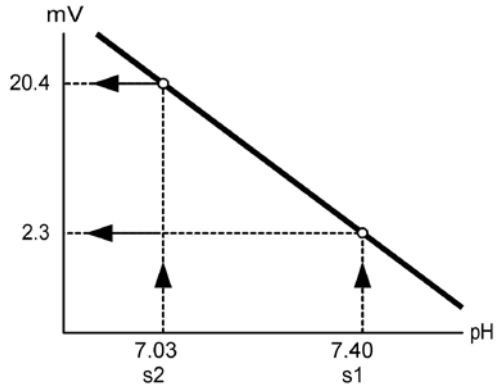
Chaque capteur a une ligne de calibration différente.

Dans l'exemple suivant de capteur potentiométrique, le capteur de pH est choisi pour illustrer comment cette équation est dérivée de deux solutions de pH connus. Le graphique de la valeur du pH est une échelle linéaire. Toutes les autres valeurs d'électrolytes, reportées sur un graphique, seraient exprimées par $\log_{10}(a_{ion})$.

- La solution 1 (s1) a un pH de **7,40**, donnant un potentiel de **2,3 mV**.
- La solution 2 (s2) a un pH de **7,03**, donnant un potentiel de **20,4 mV**.

Ces deux valeurs sont reportées sur un graphique.

La relation entre le potentiel et le pH est linéaire. On peut donc tracer une ligne entre les deux points, comme le montre le diagramme ci-dessous :



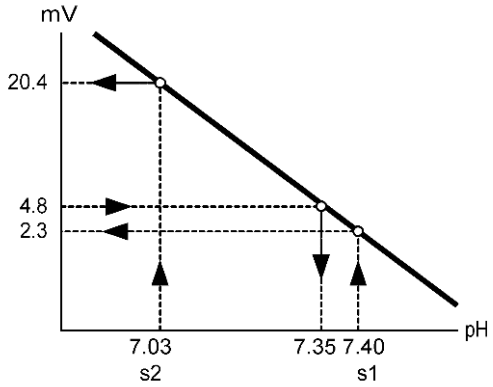
Echelle

La ligne de calibration constitue à présent l'échelle utilisée pour convertir en valeur de pH le potentiel mesuré sur le capteur de pH lors de l'analyse d'un échantillon.

Suite à la page suivante

Equation de la calibration, *suite*

Mesures d'échantillons Un échantillon sanguin donne un potentiel de 4,8 mV sur le capteur de pH. Reporté sur la ligne de calibration présentée ci-dessous, ce potentiel correspond à un pH de 7,35.



Mise à jour La ligne de calibration est redéterminée à chaque calibration.

Dérive La dérive décrit la variation de la ligne de calibration entre deux calibrations consécutives. Toute dérive (décalage) du système est corrigée lors de l'analyse par la mesure de la solution 1.

Sensibilité La pente de la ligne de calibration est décrite par la valeur de la sensibilité.

Limites des paramètres du capteur

Limites des paramètres du capteur

Tous les paramètres sont calibrés par une calibration en 2 points. La réponse électrique et la sensibilité résultante de chaque capteur sont comparées avec les critères d'acceptation de chaque capteur. Toute erreur relative à un capteur donné n'affectera que le capteur en question.

Les paramètres suivants sont vérifiés sur toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX :

- Sensibilité
- Stabilité – Electrique
- Limites du paramètre du capteur
- Gamme – Electrique

Les équations utilisées pour calculer ces paramètres des capteurs sont décrites dans les sections suivantes pour chaque type de capteur.

Sensibilité

Définition

La sensibilité du capteur décrit la pente de la ligne de calibration dérivée d'une calibration en 2 points.

Limites

Les limites de la sensibilité pour la calibration sont établies pour chaque capteur.

Le tableau suivant liste les limites de sensibilité de chaque capteur :

Paramètre	Gamme de sensibilité	Unité
pH	40,0 – 65,0	mV/unité de pH
CO_2	30,0 – 75,0	mV/décade de pCO_2
O_2	0,002 – 0,052	nA/mmHg
Na^+	40,0 – 85,0	mV/décade de $[Na^+]$
Ca^{2+}	20,0 – 45,0	mV/décade de $[Na^+]$
K^+	40,0 – 70,0	mV/décade de $[Na^+]$
Cl^-	30,0 – 65,0	mV/décade de $[Na^+]$
Hct	50,0 – 300,0	mV/mS
Glu	0,20 – 1,40	nA/mmol/L

NOTA : Une décade est un intervalle de 10 unités du niveau d'activité.

Messages système

Si la sensibilité de l'un des capteurs tombe en dehors de la gamme autorisée, un message d'erreur apparaît à l'écran. L'imprimé signalera également le capteur hors gamme, avec une flèche vers le haut pu vers le bas à la suite du résultat de sensibilité pour indiquer qu'il est hors gamme. L'imprimé présente également une liste complète des capteur dont les sensibilités de calibration sont hors gammes pour une calibration donnée. L'analyse d'échantillon sera désactivée jusqu'à ce qu'une calibration soit acceptée ou jusqu'à la désactivation du paramètre rejeté.

Stabilité – électrique

Definition La stabilité électrique de chaque canal de mesure est surveillée pendant une analyse d'échantillon, une calibration/CQ et un CQ manuel.

Limits Après un délai spécifié, un critère de stabilité est appliqué à chaque paramètre. La moyenne de la valeur delta entre *n* points de données électriques est comparée au critère de stabilité et est jugé satisfaisant lorsque la valeur moyenne est inférieure ou égale au critère pour chaque paramètre.

System messages Si un canal de paramètre ne satisfait pas le critère de stabilité, un message d'erreur “Pas de point limite” (PPF) s'affiche à l'écran. Les résultats de ce paramètre ne seront pas enregistrés.

Stabilité – température

Definition	La température de la chambre de mesure de la cassette est maintenue à 37,0 °C pendant l'analyse d'un échantillon, d'un cycle de qualité ou d'un CQ manuel.
Limits	La limite de stabilité de la température pendant une mesure ou une calibration est 37,0 ± 0,2 °C.
System messages	Si la température de la chambre de mesure de la cassette est en dehors des limites autorisées pendant une analyse ou une calibration, le message d'erreur “Temp instable” sera affiché. Les résultats ne seront pas enregistrés.

Gamme – électrique

Definition Chaque circuit électrique a une gamme de réponse fixée.

Limits La limite de la gamme de réponse de chaque circuit de capteur est définie ci-dessous :

Détecteur	Gamme de réponse
pH	-150 à +350 mV
CO_2	-150 à +350 mV
O_2	0 à 20 nA
Na^+	-150 à +350 mV
K^+	-150 à +350 mV
Ca^{2+}	-150 à +350 mV
Cl^-	-150 à +350 mV
Hct	0 à 4096 AN
Glu	0 à 100 nA

System messages Si une mesure d'un capteur est hors de la gamme de réponse électrique, le système affiche ### pour le résultat de ce capteur.

Electrode de référence

Introduction Cette section donne des informations sur la construction et sur le fonctionnement de l'électrode de référence.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Informations générales sur l'électrode de référence 4-22

Construction de l'électrode de référence 4-23

Informations générales sur l'électrode de référence

Fonction

La fonction de l'électrode de référence est de fournir un potentiel fixe et stable par rapport auquel les autres différences de potentiel peuvent être mesurées.

Le potentiel au niveau de l'électrode de référence n'est pas altéré par la composition de l'échantillon.

Potentiel fixe

Un potentiel fixe est maintenu à l'électrode de référence par les réactions d'équilibre suivantes :

$$AgCl \Leftrightarrow Ag^{+} + Cl^{-}$$

$$Ag^{+} + e^{-} \Leftrightarrow Ag$$

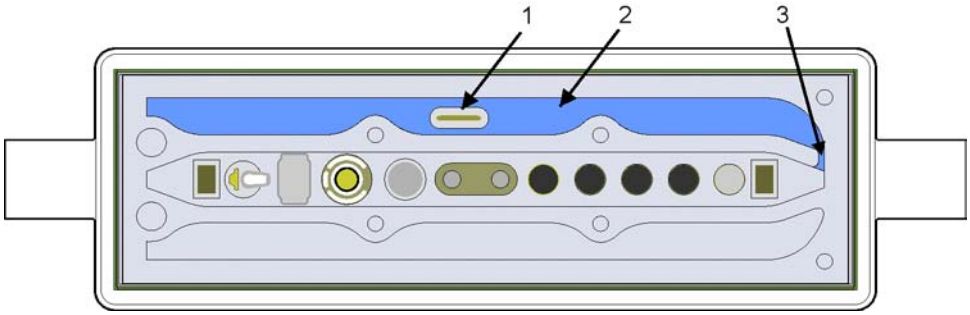
Ces réactions sont possibles du fait que l'électrode est construite en argent / chlorure d'argent.

Utilisation

L'électrode de référence est utilisée dans les mesures de pH, pCO_2 et des concentrations d'électrolytes.

Emplacement

L'électrode de référence est située en haut de la cuve de circulation de la cassette. Le contact avec l'échantillon est assuré par une petite jonction liquide entre le canal de l'électrode de référence et la chambre de mesure.



Eléments et description

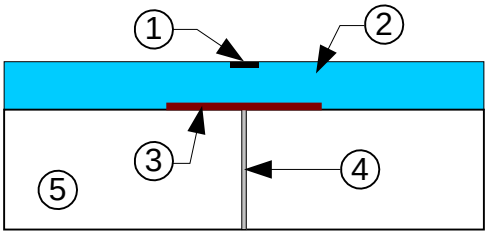
Le tableau suivant décrit les éléments du diagramme ci-dessus.

N°	Elément	Description
1	Electrode de référence	Fournit la connexion électrique vers le voltmètre
2	Hydrogel	Electrolyte du capteur de référence fournissant un potentiel interne constant.
3	Jonction liquide	Point de contact entre le capteur de référence et l'échantillon.

Construction de l'électrode de référence

Diagramme

Le diagramme ci-dessous représente schématiquement l'électrode de référence de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.



Eléments et fonctions

Ce tableau décrit les éléments de l'électrode de référence

N°	Elément	Description
1	Jonction liquide	Point physique de contact entre l'hydrogel et l'échantillon.
2	Hydrogel	La solution électrolytique. Elle permet un contact électrique entre l'électrode et l'échantillon.
3	Electrode	Matière en Ag/AgCl permettant le contact entre l'hydrogel et le contact électrique.
4	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
5	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Capteur de pH

Introduction Cette section décrit la construction du capteur de pH, comment le pH est mesuré et comment le capteur est calibré.

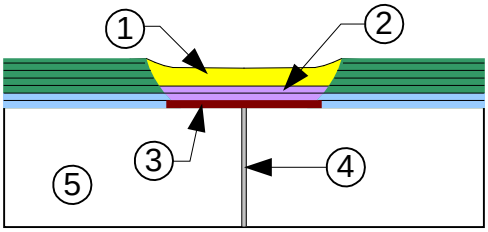
Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction du capteur de pH 4-25
Principe de mesure du capteur de pH 4-26
Calibration du capteur de pH 4-29
Mesure – pH 4-30
Corrections – pH 4-31

Construction du capteur de pH

Description Le capteur de pH est de conception monolithique, comprenant une membrane de PVC sensible au pH et une électrode.

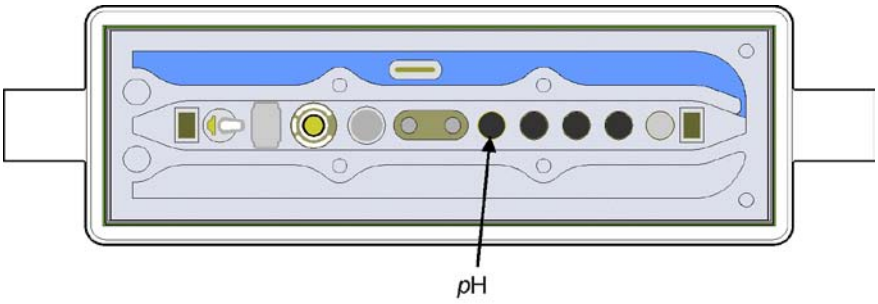
Diagramme Le diagramme suivant représente le capteur de pH.



Eléments et description Le tableau suivant décrit les éléments du capteur de pH.

N°	Elément	Description
1	Membrane	Membrane sélective séparant l'échantillon du capteur. Elle est sensible aux ions H^+.
2	Electrolyte	Matière solide fournissant un potentiel interne constant et permettant un contact électrique entre l'électrode et l'échantillon.
3	Electrode	Le point de contact électrique avec l'électrolyte.
4	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
5	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

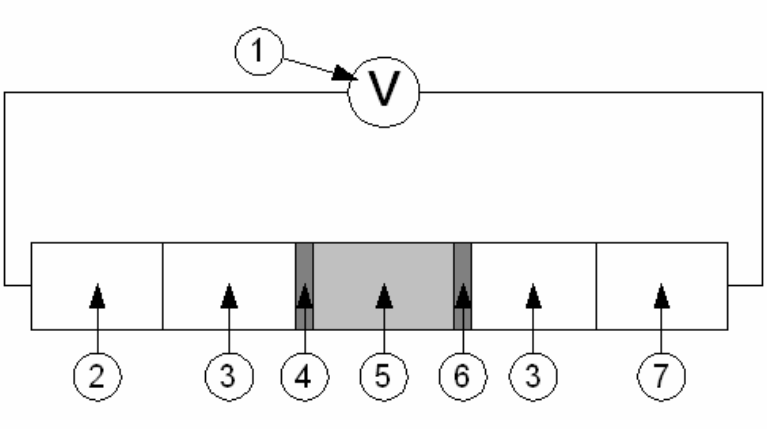
Position sur la rangée de capteurs Le diagramme suivant illustre la position du capteur de pH sur la rangée de capteurs de la cassette.



Principe de mesure du capteur de pH

Introduction Cette section décrit l'aspect théorique du principe de mesure du capteur de pH.

Chaîne d'électrode La chaîne d'électrodes (ou circuit électrique), établie pour mesurer le pH, est illustrée par le diagramme suivant :



Eléments et description Ce tableau décrit les fonctions des éléments du diagramme précédent.

N°	Elément	Fonction
1	Voltmètre	Mesure le potentiel du circuit.
2	Electrode de référence	Permet la connexion électrique au voltmètre.
3	Electrolyte	Fournit un potentiel interne constant.
4	Jonction liquide	Point de contact entre le capteur de référence et l'échantillon.
5	Echantillon	Le liquide inconnu devant être mesuré.
6	Membrane	Une membrane sélective sensible aux ions H^+.
7	Electrode	Permet la connexion électrique au voltmètre.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de pH, *suite*

Potentiel de la chaîne d'électrodes

Le potentiel total à travers la chaîne d'électrodes est égale à la somme des différences de potentiel de chacun des éléments de la chaîne, tous sauf un étant connus et constants, comme cela ressort du tableau ci-dessous :

Elément	Potentiel	Symbole
Electrode de référence	Connu et constant, lorsque l' Ag/ AgCl est immergé dans la solution électrolytique.	$E_{réf}$
Jonction liquide entre la solution électrolytique de l'électrode de référence et l'échantillon	Connu et constant. Indépendant de la composition de l'échantillon.	E_{JL}
Membrane sensible au pH, séparant l'échantillon et l'électrode à pH	Inconnu. Dépendant de la composition de l'échantillon.	$\boldsymbol{E}_{échant.}$
Electrode à pH	Connu et constant.	$\boldsymbol{E}_{E}$
Potentiel total	Mesuré par le voltmètre.	$\boldsymbol{E}_{tot}$

Potentiel inconnu

La différence de potentiel inconnue, à travers la membrane de PVC sensible au pH, est donc la différence entre le potentiel total mesuré et la somme des potentiels connus :

$$E_{échant} = E_{total} - (E_{réf} + E_{LJ} + E_{E})$$

Membrane sensible au pH

La différence de potentiel à travers la membrane de verre est due à une modification de l'équilibre des charges au niveau de la membrane.

La membrane est sensible aux ions H^+ du fait qu'elle a la faculté d'échanger des ions H^+. L'électrode de référence solide interne fixant le potentiel interne, les changements des charges externes de la membrane produisent des variations mesurables du potentiel global.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de pH, *suite*

Equation de Nernst

La différence de potentiel à travers la membrane dans le capteur de pH peut être exprimée par l'équation de Nernst : où :

$$E_{échant} = E_0 + \frac{RT}{nF} \times \ln a_{H^+}$$

où :

E_0	=	potentiel de l'électrode standard
R	=	constante des gaz (8,3143 J/°K-mole)
T	=	température absolue (°K)
n	=	charge de l'ion
F	=	Constante de Faraday (96487 C/mole)
a_{H^+}	=	activité de H^+

La sensibilité théorique de l'électrode à pH à 37 °C étant égale à -61,5 mV par unité de pH, en utilisant pH = °log a_{H^+} , l'équation de Nernst peut être exprimée ainsi :

$$E_{échant} = E_0 - 61.5 \times pH \qquad mV$$

Activité et concentration

Comme le montre l'équation précédente pour H^+, la mesure du potentiel de chaque élément de la chaîne donne une lecture de l'activité des ions dans l'échantillon.

L'activité des ions est automatiquement convertie en une valeur de concentration par l'analyseur.

La relation entre l'activité et la concentration est expliquée sous Principes généraux de mesure, au début de ce chapitre.

Calibration du capteur de pH

Introduction

Le capteur de pH est calibrée en déterminant E_0 et la sensibilité à partir des calibrations en 2 points. Les légères variations des performances du capteur d'une calibration à l'autre sont résolues par une mesure de la solution Cal 1 avant chaque processus de mesure.

Calibration en 2 points

Une calibration en 2 points est effectuée à intervalles prédéfinis en utilisant les solutions du pack de solutions. Les valeurs précises de ces solutions sont contenues dans la puce smart placée sur le pack de solutions.

Niveaux de calibration

Les valeurs de pH des solutions utilisées pour les calibrations sont les suivantes :

- La solution 1 a un pH d'environ 7,40
- La solution 2 a un pH d'environ 7,00
- La solution 3 a un pH d'environ 7,60

Les valeurs de pH des solutions sont connues et enregistrées sur la puce smart du pack de solutions.

Sensibilité

La sensibilité de l'électrode à pH (S_{pH}) est obtenue à partir d'une calibration en 2 points en utilisant deux solutions et est calculée à partir de l'équation suivante :

$$S_{pH} = -\frac{(mV_{pH}^{Sol\,2} - mV_{pH}^{Sol\,1})}{(pH_{Sol\,2} - pH_{Sol\,1})}$$

où :

$mV_{pH}^{Sol\,2}$ = Potentiel de la chaîne d'électrodes à pH, à partir d'une mesure de calibration sur la solution 2

$mV_{pH}^{Sol\,1}$ = Potentiel de la chaîne d'électrodes à pH, à partir d'une mesure de calibration sur la solution 1

$pH_{Sol\,1}$ = pH spécifique de la solution 1

$pH_{Sol\,2}$ = pH spécifique de la solution 2

Limites de la sensibilité

La sensibilité de l'électrode à pH est comprise entre 40 et 65,0 mV/unités de pH.

Mesure – pH

Mesure

La valeur de pH mesurée sur l'échantillon est calculée ainsi :

$$pH_{échant} = pH_{Sol\ 1} + \frac{(mV_{Sol\ 1} - mV_{échant})}{S_{pH}}$$

$pH_{Sol\ 1}$ = pH spécifique de la solution 1

$mV_{Sol\ 1}$ = Potentiel de la chaîne d'électrodes à pH, à partir d'une mesure de calibration sur la solution 1

$mV_{échant.}$ = Potentiel de la chaîne d'électrodes à pH, à partir d'une mesure de calibration sur l'échantillon

Corrections – pH

Température La valeur mesurée du pH peut être corrigée pour refléter la température du patient en utilisant la relation suivante :

$$pH(T) = pH - (0{,}0146 + 0{,}0065 \times (pH - 7{,}40)) \times (T - 37) \quad [1]$$

où :

pH	= valeur du pH mesurée sur l'échantillon
pH(T)	= valeur du pH de l'échantillon corrigée de la température
T	= température du patient en °C

Capteur de pCO_2

Introduction Cette section décrit la construction du capteur de pCO_2, comment la pCO_2 est mesurée et comment le capteur est calibré.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction du capteur de pCO_2 4-33
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-34
Calibration du capteur de pCO_2 4-38
Mesure – pCO_2 4-40
Corrections – pCO_2 4-41

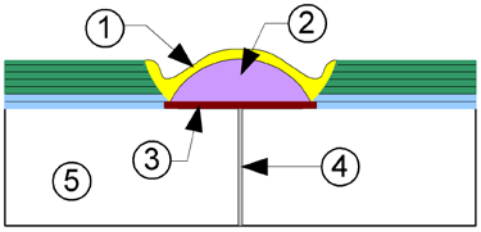
Construction du capteur de *p*CO_2

Description sommaire

Le capteur de *p*CO_2 consiste en une membrane sensible au pH, un électrolyte et une électrode en argent / chlorure d'argent.

Diagramme

Le diagramme ci-dessous représente le capteur de *p*CO_2.



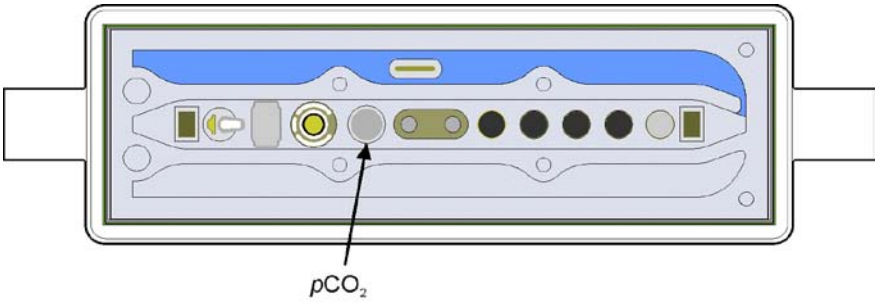
Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du capteur de *p*CO_2.

N°	Elément	Description
1	Membrane	Membrane sensible au pH interposée entre l'échantillon et l'électrode
2	Electrolyte	Une solution qui permet un contact électrique entre l'échantillon et l'électrode
3	Electrode	En Ag/AgCl, elle fournit le contact entre l'électrolyte et le contact électrique.
4	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
5	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Position sur la rangée de capteurs

Le diagramme suivant illustre la position du capteur de CO_2 sur la rangée de capteurs de la cassette.



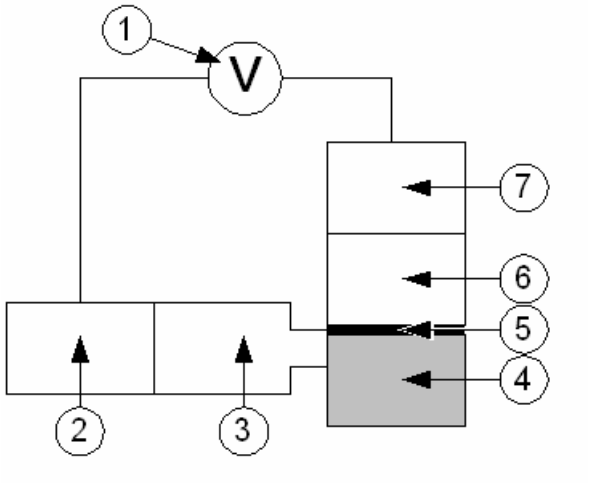
Principe de mesure du capteur de pCO_2

Introduction

Ce sujet décrit la théorie sur laquelle s'appuie le principe de mesure du capteur de pCO_2.

Chaîne d'électrode

La chaîne d'électrodes (ou circuit électrique) établie pour mesurer la pCO_2 est illustrée par le diagramme suivant :



Eléments et description

Le tableau suivant décrit les fonctions des éléments du diagramme ci-dessus.

N°	Elément	Description
1	Voltmètre	Mesure le potentiel du circuit.
2	Electrode (Référence) en Ag/AgCl	Permet la connexion électrique au voltmètre.
3	Solution d'hydrogel	Donne un environnement constant permettant de maintenir un potentiel constant sur l'électrode de référence
4	Echantillon	Le liquide inconnu devant être mesuré.
5	Membrane sensible au pH	Une membrane sensible aux ions, sensible aux ions H^+ et permettant l'échange de pCO_2
6	Solution électrolytique	Médium de connexion
7	Electrode en Ag/AgCl	Fournit la connexion électrique vers le voltmètre

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de *p*CO_2, *suite*

Potentiel de la chaîne d'électrodes

Les différences de potentiel à toutes les jonctions sont connues et constantes, sauf au niveau de la membrane sensible au pH. (Voir la partie Capteur de pH pour une explication complète.)

La différence de potentiel au niveau de la membrane sensible au pH dépend du pH de la solution électrolytique, lequel dépend du contenu en CO_2 de l'échantillon. Cela est expliqué dans le processus de mesure ci-après.

Processus de mesure

Le processus de mesure dans le capteur de *p*CO_2 est présenté ci-dessous :

Elément	Fonction
Transport du CO_2	Le CO_2 de l'échantillon traverse la membrane.
Dissolution du CO_2	Le CO_2 est dissout dans la solution électrolytique. Cela produit de l'acide carbonique : $H_2O + CO_2 \Leftrightarrow H_2CO_3$
Dissociation de l'acide carbonique	L'acide carbonique est dissocié selon la relation d'équilibre suivante : $H_2CO_3 \Leftrightarrow H^+ + HCO_3^-$
Changement de pH	La libération d'ions H^+ modifie la concentration en H^+, et ainsi, la concentration de la solution tampon interne d'un côté de la membrane sensible au pH.
Mesure du potentiel	Le gradient de concentration des ions H^+ à travers la membrane crée une différence de potentiel à travers la membrane. Ce changement de potentiel à travers la membrane est mesuré par le voltmètre.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de pCO_2, *suite*

Processus de mesure *(suite)*

Elément	Fonction
Relation entre pH et pCO_2	La valeur du pH est mise en relation avec la pression partielle de CO_2 de l'échantillon par l'équation suivante : $$pH = pK_a + \log\frac{[HCO_3^-]}{\alpha * pCO_2}$$ où : $pK_a = -\log K_a$, la constante d'équilibre pour la dissociation de l'acide carbonique dans l'eau α coefficient de solubilité du CO_2 dans l'eau La structure du capteur de pCO_2 est comparable à celle du capteur de pH, y compris la présence d'une membrane sélective de pH. La principale différence consiste en la présence d'une solution électrolytique interne dans le capteur de pCO_2 que permet la dissolution et enfin la dissociation de l'acide carbonique mentionnée plus tôt. L'équation générale suivante décrit le potentiel électrique (E) des deux capteurs de pH et de pCO_2 : $$E = k + \frac{RT}{F}\ln\left(\frac{a_{H^+_{échant}}}{a_{H^+_{interne}}}\right)$$ Dans le capteur de pH, la seule variable de l'équation précédente est la concentration de H^+ dans l'échantillon $\left(a_{H+_{échant}}\right)$. Dans le capteur de pCO_2, cette équation contient cependant 2 variables. La concentration de H^+ de l'échantillon est inconnue, mais également la concentration en H^+ du capteur interne. Cette variable dépend de la quantité de CO_2 dissout dans la solution électrolytique. Une condition d'équilibre se produit du fait de la dissolution du CO_2 dans l'eau. Elle peut être exprimée par l'équation d'Henderson-Hasselbalch : $$K = \frac{[HCO_3^-][H^+]}{[CO_2]} = \frac{[HCO_3^-][H^+]}{\alpha * pCO_2}$$ En insérant l'équation d'Henderson-Hasselbalch dans l'équation générale précédente, on obtient : $$E = k + \frac{RT}{F}\ln\left(\frac{a_{H^+_{échant}}}{a_{H^+_{interne}}}\right) = k + \frac{RT}{F}\ln\left(a_{H^+_{échant}}\right) - \frac{RT}{F}\ln\left(\frac{[HCO_3^-]}{\alpha * pCO_2}\right)$$

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de *p*CO_2, *suite*

Processus de mesure *(suite)*

Elément	Fonction
Détermination de la *p*CO_2	En maintenant constant (du fait de la concentration élevée en bicarbonate de la solution électrolytique interne), on voit que le potentiel électrique du capteur de pCO_2 est déterminé par le pH et par la *p*CO_2 de l'échantillon. Le pH de l'échantillon est déterminé pendant la calibration et l'analyse par le capteur de pH. La valeur est mesurée simultanément par la mesure du capteur de *p*CO_2 pour donner une valeur finale de la *p*CO_2.

Calibration du capteur de *p*CO_2

Introduction

Le capteur de *p*CO_2 est calibré en déterminant la sensibilité à partir de calibrations en 2 points. Les mesures de calibration sont réalisées à deux niveaux de solution tonométrées à des valeurs connues de la CO_2. D'une calibration à l'autre, les performances du capteur sont évaluées et toute dérive est corrigée pendant l'analyse d'échantillons ou de contrôles de qualité.

Niveaux de calibration

Toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX sont équipées d'un pack de solutions. Ce pack contient des fluides tonométrés avec précision. Le mélange gazeux de calibration tonométré a une composition connue.

Le Gaz 1 contient :	O_2	≈	25 %
	CO_2	≈	8 %
	N_2	=	Reste
Le Gaz 2 contient :	O_2	≈	24 %
	CO_2	≈	15.5 %
	N_2	=	Reste
Le Gaz 3 contient :	O_2	≈	0%
	CO_2	≈	3%
	N_2	=	Reste

Comme cela a été précisé précédemment, la détermination de la *p*CO_2 dépend également des valeurs du pH.

- La solution 1 a un pH d'environ 7,40
- La solution 2 a un pH d'environ 7,00
- La solution 3 a un pH d'environ 7,60

Les pressions partielles de CO_2 (*p*CO_2) et le valeurs de pH des solutions sont connues contenues dans la puce smart du pack de solutions.

Suite à la page suivante

Calibration du capteur de pCO_2, *suite*

Sensibilité

La sensibilité relative du capteur de pCO_2 (S_{pCO_2}) est obtenue à partir de la ligne de calibration résultant d'une calibration en 2 points sur les solutions 1 et 2 du pack de solutions. La valeur est déterminée à partir de l'équation suivante :

$$S_{pCO_2} = \frac{61{,}0 \times \Delta mV_{pH} - S_{pH} \times \Delta mV_{pCO_2}}{S_{pH} \times \log_{10}\left(pCO_{2_{Cal2}} / pCO_{2_{Cal1}} \right)}$$

où

$$\Delta mV_{pH} = mV_{pH}^{Cal2} - mV_{pH}^{Cal1}$$

$$\Delta mV_{pCO_2} = mV_{pCO_2}^{Cal2} - mV_{pCO_2}^{Cal1}$$

S_{pH} = sensibilité du capteur de pH

Limites de la sensibilité

Les limites de sensibilité pour le capteur de pCO_2 sont 30 – 75,0 mV/décade pCO_2.

Mesure – pCO_2

Mesure La valeur de la pCO_2 d'un échantillon est calculée à partir de l'équation :

$$pCO_2 = pCO_{2Sol1} \times 10^{\frac{61,0 \times \Delta mV_{pH} + S_{pH} \times \Delta mV_{pCO_2}}{S_{pH} \times S_{pCO_2}}} \text{ mmHg}$$

Corrections – pCO_2

Température La valeur mesurée de la pCO_2 peut être corrigée pour refléter la température du patient en utilisant la relation suivante :

$$pCO_2(T) = pCO_2 \times 10^{(0,021 \times (T-37))} \text{ mmHg} \quad [1]$$

où :

$pCO_2(T)$	= Valeur corrigée de la température de la pCO_2 de l'échantillon
pCO_2	= Valeur mesurée de la pCO_2 de l'échantillon
T	= température du patient en °C

Capteur de pO_2

Introduction Cette section décrit la construction du capteur de pO_2, comment la pO_2 est mesurée et comment le capteur est calibré.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction du capteur de pO_2 4-43
Principe de mesure du capteur de pCO_2 4-44
Calibration du capteur de pO_2 4-47
Mesure – pO_2 4-48
Corrections – pO_2 4-49

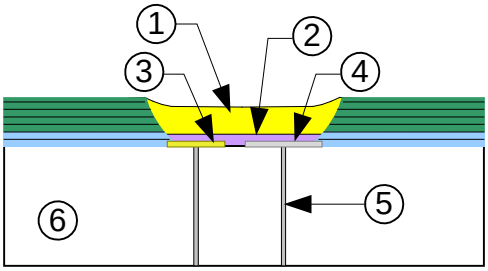
Construction du capteur de pO_2

Description sommaire

Le capteur de pO_2 consiste en une anode d'argent et une cathode d'or entourées d'une solution électrolytique et d'une membrane perméable à l'oxygène.

Diagramme

Le diagramme suivant représente le capteur de pO_2.



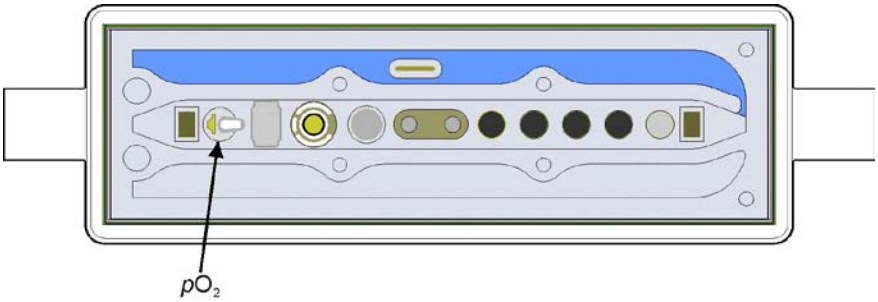
Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du capteur de pO_2.

N°	Elément	Description
1	Membrane	Un film fin, perméable à l'O_2, permettant la diffusion d'oxygène vers la cathode.
2	Electrolyte	Une solution de phosphate tamponnée. Elle fournit le contact électrique entre la cathode et l'anode ainsi que les ions nécessaires au processus électrochimique.
3	Cathode	Une électrode en or très pur où l'oxygène est réduit.
4	Anode	Une électrode d'argent au niveau de laquelle se produit une oxydation.
5	Contacts électriques	Le point de contact électrique entre les deux électrodes et l'analyseur.
6	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Position sur la rangée de capteurs

Le diagramme suivant illustre la position du capteur de O_2 sur la rangée de capteurs de la cassette.



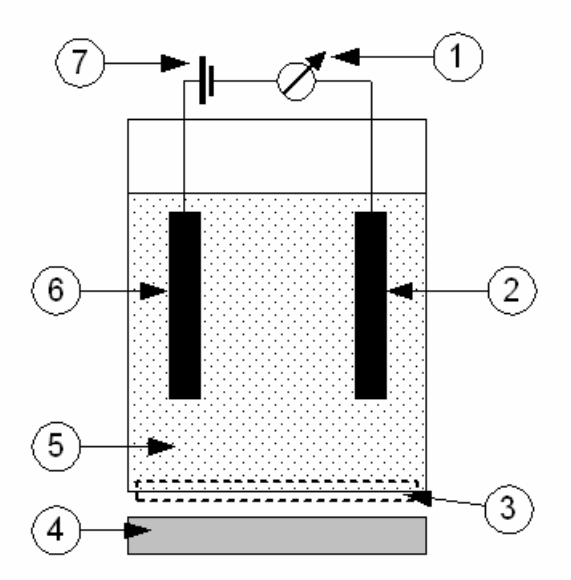
Principe de mesure du capteur de pCO_2

Introduction

Ce sujet décrit la théorie sur laquelle s'appuie le principe de mesure du capteur de pO_2.

Chaîne d'électrode

La chaîne d'électrodes (ou circuit électrique), établie pour mesurer la pO_2, est illustrée par le diagramme suivant :



Eléments et fonctions

Le tableau suivant décrit les fonctions des éléments du diagramme précédent.

Le processus de mesure est indiqué après ce tableau.

N°	Elément	Description
1	Ampèremètre	Mesure en ampères le courant traversant le circuit.
2	Cathode	Cathode d'or où l'O_2 est réduit.
3	Membrane	Membrane perméable à l'oxygène permettant à l'O_2 d'être transporté de l'échantillon à la cathode.
4	Echantillon	Au contact de la membrane du capteur.
5	Solution électrolytique	Fournit le contact électrique entre l'anode et la cathode. Contient un tampon pour maintenir un pH constant. Contient des ions Cl^- pour capter les ions Ag^+ de la solution.
6	Anode	Anode d'argent où a lieu l'oxydation.
7	Tension appliquée	Applique le potentiel nécessaire pour réduire l'O_2.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de pO_2, *suite*

Processus de mesure

Le processus de mesure du capteur de pO_2 est présenté ci-dessous :

Elément	Fonction
Transport d'O_2	L'O_2 dissout dans l'échantillon traverse la membrane.
Application d'un potentiel	Un potentiel de -700 mV est appliqué à la chaîne d'électrodes.
Réduction d'O_2	A ce potentiel, l'O_2 est réduit à la cathode (des électrons sont consommés) selon l'équation suivante : $O_2 + 4H^+ + 4e^- \rightarrow 2H_2O$ Les ions H^+ proviennent de la solution électrolytique. Cela représente la réduction complète de l'O_2. Une partie de l'O_2 n'est cependant que partiellement réduite, selon l'équation : $O_2 + 2H^+ + 2e^- \rightarrow H_2O_2$
Décomposition de H_2O_2	La réaction de décomposition de H_2O_2 produit de l'eau et de l'oxygène : $2H_2O_2 \rightarrow 2H_2O + O_2$ Cet oxygène est alors également réduit à la cathode. De cette façon, tout l'oxygène de l'échantillon est totalement réduit.
Mesure du courant	La réduction de l'oxygène produit des électrons et donc, un courant électrique. L'ampleur de ce courant, I, est proportionnelle à la quantité d'oxygène : $I = S_{pO_2} \times pO_2 + I_0$ nA où : S_{pO_2} = Sensibilité du capteur de pO_2 (voir Calibration du capteur de pO_2 pour une explication sur ce paramètre) pO_2 = Pression partielle de l'O_2 dans l'échantillon I_o = Courant zéro, c'est-à-dire le courant traversant le circuit quand pO_2 = 0 mmHg Ce courant est mesuré par l'ampèremètre.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de pO_2, *suite*

Processus de mesure *(suite)*

Elément	Fonction
Oxydation d'Ag	Pour terminer le circuit électrique, une réaction d'oxydation avec libération d'électrons est nécessaire. Elle se produit à l'anode d'argent par la conversion d'Ag en Ag^+ : $Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$ Pour maintenir un équilibre des charges entre l'anode et la cathode, 4 atomes d'Ag doivent être oxydés pour qu'une molécule d'O_2 soit réduite.
Suppression d'Ag^+	Les ions Ag^+ sont libérés dans la solution électrolytique où ils réagissent avec les ions Cl^- présents, produisant de l'AgCl qui est insoluble et forme une couche sur la surface d'argent : $Ag^+ + Cl^- \rightarrow AgCl$

Calibration du capteur de pO_2

Introduction

Le capteur de pO_2 est calibré pour déterminer sa sensibilité par mesure d'un point de calibration pendant le processus de calibration en 2 points. D'une calibration à l'autre, les performances du capteur sont évaluées et toute dérive est corrigée pendant l'analyse d'échantillons ou de contrôles de qualité.

Niveaux de calibration

Toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX sont équipés d'un pack de solutions de calibration contenant deux liquides tonométrés avec précision. Le mélange gazeux de calibration tonométré a une composition connue.

Le Gaz 1 contient :

$$O_2 \approx 25\ \%$$

Le complément étant du gaz carbonique et de l'azote.

La pression partielle de O_2 (pO_2) est connue et est enregistrée sur la puce smart du pack de solutions.

Sensibilité

La sensibilité du capteur de pO_2, S_{pO_2}, est obtenue à partir de la ligne de calibration résultant d'une calibration en 2 points. Du fait de la construction du capteur, le point zéro est une valeur constante, stable et connue, c'est pourquoi un seul point de calibration est nécessaire pour le calcul de la sensibilité.

La valeur de la sensibilité est calculée à partir de l'équation suivante :

$$S_{pO_2} = \frac{\mathrm{nAmp}_{pO2}^{Cal1}}{pO_{2_{Cal1}}}$$

Limites de la sensibilité

Les limites de sensibilité du capteur de pO_2 sont 0,002 – 0,052 nA/mmHg.

Mesure – pO_2

Mesure La valeur de la pO_2 d'un échantillon est calculée à partir de l'équation suivante :

$$pO_2 = \mathrm{nAmp}_{pO_2}^{\text{échant}} \times \left(\frac{pO_{2_{\mathrm{Sol1}}}}{\mathrm{nAmp}_{pO_2}^{\mathrm{Sol1}}} \right) \mathrm{mmHg}$$

Corrections – pO_2

Température La valeur mesurée de la pO_2 peut être corrigée pour refléter la température du patient en utilisant la relation suivante :

$$pO_2(T) = pO_2(37) \times 10^{\left[0{,}0252 \times \frac{1}{\left(0{,}243 \times \left(\frac{pO_2(37)}{100}\right)^{3.88} + 1\right)} + 0{,}00564 \times (T-37)\right]} \text{ mmHg} \quad [1]$$

où :

$pO_2(T)$	= Valeur corrigée de la température de la pO_2 de l'échantillon
$pO_2(37)$	= Valeur mesurée de la pO_2 de l'échantillon
T	= température du patient en °C

Les capteurs d'électrolytes

Introduction Cette section décrit la construction des capteurs d'électrolytes :

K^+

Na^+

Ca^{2+}

Cl^-

Elle décrit également les principes de mesure et de calibration de ces capteurs.

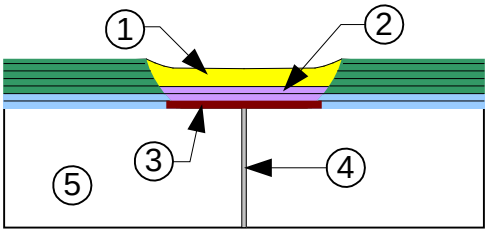
Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction des capteurs d'électrolytes 4-51
Principe de mesure des capteurs d'électrolytes 4-52
Calibration des capteurs d'électrolytes 4-54
Mesure – Electrolytes 4-54

Construction des capteurs d'électrolytes

Description sommaire

Les capteurs de K^+, Na^+ et Ca^{2+} sont de conception monolithique. Leur membrane est en PVC et est munie d'un transporteur d'ion spécifique.

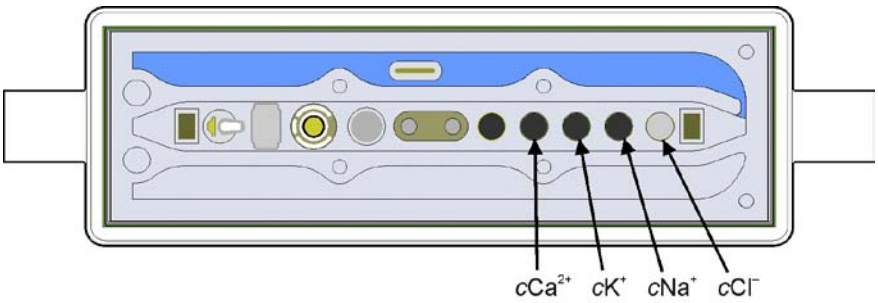


Le tableau suivant décrit les éléments des capteurs d'électrolytes.

N°	Elément	Description
1	Membrane	Membrane sélective sensible à l'ion concerné.
2	Electrolyte	Matière solide fournissant un potentiel interne constant et permettant un contact électrique entre l'électrode et l'échantillon.
3	Electrode	Le point de contact électrique avec l'électrolyte.
4	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
5	Base de l'électrode	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Position sur la rangée de capteurs

Le diagramme suivant illustre la position des capteurs d'électrolytes sur la rangée de capteurs de la cassette.



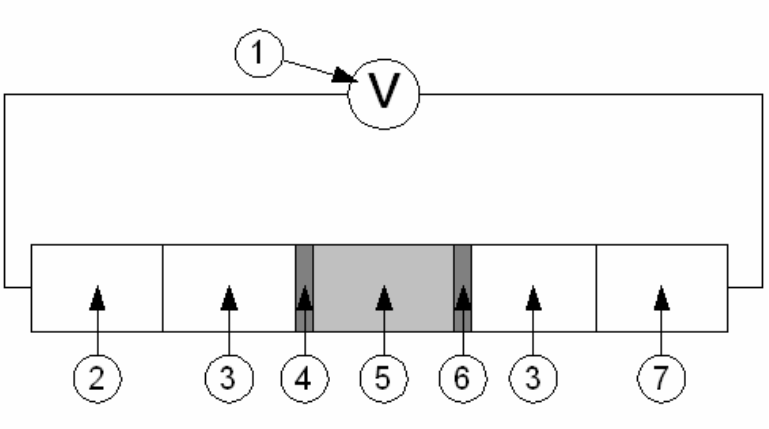
Principe de mesure des capteurs d'électrolytes

Introduction

Tous les capteurs d'électrolytes utilisent le même principe de mesure. Ce sujet décrit l'aspect théorique de la mesure des concentrations d'électrolytes ($c\mathrm{K}^+$, $c\mathrm{Na}^+$, $c\mathrm{Ca}^{2+}$, $c\mathrm{Cl}^-$) dans un échantillon.

Chaîne d'électrode

La chaîne d'électrodes (ou circuit électrique) établie pour mesurer les électrolytes est illustrée par le diagramme suivant :



Potentiel de la chaîne d'électrodes

Le potentiel total à travers la chaîne d'électrodes est une somme des différences de potentiel de chacun des éléments de la chaîne, tous sauf un étant connus et constants. Cela ressort du tableau ci-dessous :

N°	Elément	Potentiel	Symbole
1	Potentiel total	Mesuré par le voltmètre.	$\boldsymbol{E}_{\mathrm{tot}}$
2	Electrode de référence	s/o	
3	Solution électrolytique (capteur de référence)	Connu et constant, lorsque l' Ag/ AgCl est immergé dans la solution d'hydrogel.	$E_{\mathrm{réf}}$
4	Jonction liquide entre la solution électrolytique du capteur de référence et l'échantillon	Connue et constante. Indépendante de la composition de l'échantillon.	E_{JL}
5	Echantillon	s/o	
6	Membrane sélective séparant l'échantillon et le capteur.	**Inconnu**, dépendant de la composition de l'échantillon.	$\boldsymbol{E}_{\mathrm{échant.}}$
7	Electrode/semi-conducteurs. (Capteur d'électrolytes)	Connu et constant.	$\boldsymbol{E}_{\mathrm{E}}$

Suite à la page suivante

Principe de mesure des capteurs d'électrolytes, *suite*

Potentiel inconnu

La différence de potentiel inconnue, à travers la membrane sensible à l'ion, est donc la différence entre le potentiel total mesuré et la somme des potentiels connus :

$$E_{\text{échant}} = E_{\text{tot}} - \left(E_{\text{réf}} + E_{JL} + E_{\text{E}} \right)$$

Membranes sensibles aux ions

La différence de potentiel à travers les membranes sensibles aux ions est due à une modification de l'équilibre des charges au niveau de la membrane.

Les membranes sont sensibles aux ions du fait des molécules transporteuses d'ions contenues dans le PVC. Lorsque l'échantillon entre en contact avec la membrane, les molécules captent les ions spécifiques de l'échantillon. Cela génère un déséquilibre des charges. Les nombres d'ions positifs et négatifs ne sont plus égaux et la différence de potentiel à travers la membrane change.

Equation de Nernst

La différence de potentiel à travers la membrane dans le capteur de pH peut être exprimée par l'équation de Nernst :

$$E_{\text{échant}} = E_0 + \frac{\text{R}T}{n\text{F}} \times \ln a_{\text{ion}}$$

où :

E_0	=	potentiel de l'électrode standard
R	=	constante des gaz (8,3143 J/°K-mole)
T	=	température absolue (°K)
n	=	charge de l'ion
F	=	Constante de Faraday (96487 C/mole)
a_{ion}	=	activité spécifique de l'ion

Activité et concentration

Comme le montre l'équation précédente pour H^+, la mesure du potentiel de chaque élément de la chaîne donne une lecture de l'activité des ions dans l'échantillon.

L'activité des ions est automatiquement convertie en une valeur de concentration par l'analyseur.

La relation entre l'activité et la concentration est expliquée sous Principes généraux de mesure, au début de ce chapitre.

Calibration des capteurs d'électrolytes

Introduction

Les électrodes d'électrolytes sont calibrées en déterminant l'état et la sensibilité à partir de calibrations en 2 points. Les performances du capteur d'une calibration à l'autre sont évaluées et toute dérive est corrigée pendant l'analyse d'un échantillon ou d'un contrôle de qualité en mesurant la solution 1 pendant le processus d'analyse de l'échantillon.

Calibration en 2 points

Une calibration en 2 points est effectuée à intervalles prédéfinis en utilisant les solutions 1, 2 et 3 du pack de solutions. Les valeurs précises de ces solutions sont enregistrées dans la puce smart placée sur le pack de solutions.

Les valeurs approximatives des électrolytes de ces solutions sont indiquées dans le tableau ci-dessous :

Electrolyte	Valeurs de la solution 1	Valeurs de la solution 2	Valeurs de la solution 3
cK^+	~3,4 mmol/L	~8,8 mmol/L	~2,5 mmol/L
cNa^+	~149 mmol/L	~104 mmol/L	~160 mmol/L
cCa^{2+}	~1,09 mmol/L	~2,26 mmol/L	~0,55 mmol/L
*cCl^-	~110 mmol/L	~95 mmol/L	~130 mmol/L

* Pendant le processus de calibration, la cCl^- utilise en outre la solution 4 qui a une concentration en chlorures d'environ 16mmol/L dans l'analyseur ABL80 FLEX et d'environ 74 mmol/L dans l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Sensibilité

La sensibilité des capteurs d'électrolytes est obtenue à partir de la ligne de calibration de chaque capteur, résultant d'une calibration en 2 points sur les solutions 1 et 2.

Les valeurs de la sensibilité sont calculées à partir des équations suivantes :

$$S_{Ca^{2+}} = \frac{E^{Cal2}_{Ca^{2+}} - E^{Cal1}_{Ca^{2+}}}{\log_{10}\left([Ca^{2+}]_{Cal2} / [Ca^{2+}]_{Cal1}\right)}$$

$$S_{K^+} = \frac{E^{Cal2}_{K^+} - E^{Cal1}_{K^+}}{\log_{10}\left([K^+]_{Cal2} / [K^+]_{Cal1}\right)}$$

$$S_{Na^+} = \frac{E^{Cal2}_{Na^+} - E^{Cal1}_{Na^+}}{\log_{10}\left([Na^+]_{Cal2} / [Na^+]_{Cal1}\right)}$$

$$S_{Cl^-} = \frac{E^{Cal2}_{Cl^-} - E^{Cal1}_{Cl^-}}{\log_{10}\left([Cl^-]_{Cal2} / [Cl^-]_{Cal1}\right)}$$

Mesure – Electrolytes

Limites de la sensibilité

Les limites de sensibilité des électrodes d'électrolytes sont indiquées dans le tableau suivant :

Détecteur	Limites de la sensibilité
K^+	40 – 70,0 mV/Décade
Na^+	40 – 85,0 mV/Décade
Ca^{2+}	20 – 45,0 mV/Décade
Cl^-	30 – 65,0 mV/Décade

Une décade est un intervalle de 10 unités du niveau d'activité.

Mesure

La concentration d'électrolytes d'un échantillon est calculée à partir de l'équation suivante :

$$cX_{échant} = cX_{Cal1} * 10^{\frac{\left(E_{X_{échant}} - E_{X_{Cal1}}\right)}{S_x}} \text{ mmol/L}$$

Capteur de glucose

Introduction Cette section décrit la construction du capteur de glucose (Glu), comment le glucose est mesuré et comment le capteur est calibré.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction du capteur de Glu 4-57
Principe de mesure du capteur de Glu 4-58
Calibration du capteur de Glu 4-60
Mesure – Glu 4-61

Construction du capteur de Glu

Description sommaire

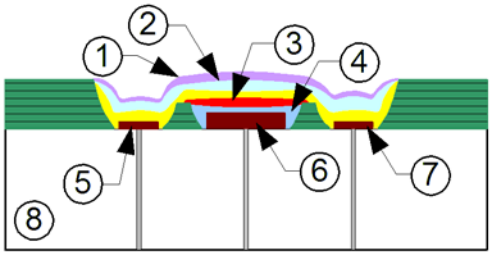
Le capteur de glucose est un capteur comportant trois électrodes consistant en une électrode de référence interne chlorure d'argent/argent, une électrode auxiliaire de platine et une anode de platine. Le capteur est recouvert d'une membrane multi-couche attachée à la carte du capteur.

La membrane comprend trois couches :

- La membrane externe – perméable au glucose
- Couche enzymatique
- La membrane interne – perméable au H_2O_2

Diagramme

Le diagramme suivant représente le capteur de glucose.



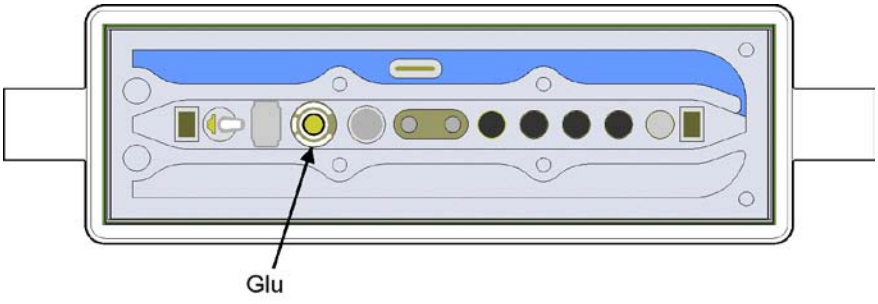
Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du capteur de glucose

N°	Elément	Description
1, 2	Membrane externe	Couche biocompatible et membrane perméable au glucose
3	Couche enzymatique	Contient la glucose-oxydase
4	Membrane interne	Acétate de cellulose
5	Référence	Electrode en Ag/AgCl
6	Anode	Electrode de platine
7	Cathode	Electrode de platine
8	Base de l'électrode	La base sur laquelle le capteur est formé.

Position sur la rangée de capteurs

Le diagramme suivant illustre la position du capteur de glucose sur la rangée de capteurs de la cassette.



Principe de mesure du capteur de Glu

Introduction

Ce sujet décrit la théorie sur laquelle s'appuie le principe de mesure du capteur de glucose.

Description

Une tension de polarisation constante de 650 mV est appliquée à la chaîne d'électrodes. Le courant traversant cette chaîne est mesuré par un ampèremètre.

Les molécules de glucose, en solution, sont transportées à travers la couche externe d'une membrane multi-couche. L'enzyme glucose-oxydase, immobilisée entre les couches externe et interne, transforme le glucose selon la réaction suivante :

$$\text{Glucose} + H_2O + O_2 \rightarrow \text{Acide gluconique} + H_2O_2$$

L'oxygène de cette réaction est fourni par la membrane externe ainsi que par l'oxydation de H_2O_2 à l'anode de platine.

L'H_2O_2 produit par la réaction enzymatique est transporté à travers la membrane moyenne vers l'anode de platine.

Lorsqu'un potentiel est appliqué à la chaîne d'électrode, l'oxydation de H_2O_2 produit un courant électrique proportionnel à la quantité de H_2O_2, laquelle est directement proportionnelle à la quantité de glucose.

$$H_2O_2 \rightarrow 2H^+ + O_2 + 2e^-$$

Pour compléter le circuit électrique, une réaction de réduction (consommation d'électrons) à la cathode transforme le Ag^+ (de l'AgCl) en Ag.

$$Ag^+ + e^- \rightarrow Ag$$

Pour maintenir un équilibre des charges entre l'anode et la cathode, deux ions Ag^+ doivent être réduits pour qu'une molécule de H_2O_2 soit oxydée. Ainsi, certains des processus de réduction suivants se produisent à la cathode :

$$H_2O_2 + 2e^- \rightarrow 2OH^-$$

(Ce processus consomme l'excédent de H_2O_2 non consommé dans la réaction suivante.)

$$½O_2 + 2H^+ + 2e^- \rightarrow H_2O$$

(Ce processus consomme l'excédent de H_2O_2 non consommé dans la réaction suivante.)

$$2H_2O + 2e^- \rightarrow H_2 + 2OH^-$$

(Ce processus peut également se produire à l'anode.)

Toutes ces réactions à la cathode servent à neutraliser les protons générés dans la deuxième réaction, de sorte que l'augmentation totale d'acidité ne soit due qu'à l'acide gluconique.

Courant zéro

Le courant zéro est le courant mesuré par le capteur dans l'absence de glucose dans une solution. Du fait que la solution de rinçage (Solution 1) ne contient pas de glucose, une ligne de base représentant le courant zéro I_0 en fonction du temps ($I_0 = f(t)$) est obtenue à partir de mesures continues sur la solution de rinçage pendant une période de jusqu'à 30 secondes.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de Glu, *suite*

Courant zéro, *suite*

Cette ligne de base, $I_{0,}$, est obtenue de différentes façons :

- Juste après l'installation d'une nouvelle cassette, une période de polarisation constante abaisse la ligne de base de la valeur du courant zéro. Lorsque la valeur du courant zéro passe en dessous de la valeur seuil, la stabilité du capteur est monitorée et une valeur finale stable du point zéro est déterminée.
- Juste avant une calibration ou une mesure d'échantillon, la solution de rinçage étant dans la chambre de mesure, le courant zéro du capteur de glucose est déterminé.
- Pendant la détermination de la valeur du courant zéro, une moyenne mobile de six mesures simultanées est calculée et continuellement mise à jour et confrontée au critère de stabilité.
- Une fois le critère de stabilité satisfait, les n mesures précédentes (n=6) sur la solution de rinçage (avant le commencement d'une calibration ou d'une mesure d'échantillon) sont utilisées pour obtenir une ligne de base représentant la valeur stable de I_0.

Le courant zéro est utilisé pour déterminer la sensibilité du capteur de glucose.

La valeur du courant zéro est déterminée par moyenne en procédant ainsi :

$$I_0(\text{moyen}) = \frac{\sum_{n=1}^{6} I_{0,n}}{N} \text{ nA}$$

où :

I_0(moyen) = les mesures du courant zéro dans la solution de rinçage.

$I_{0,n}$ = les n mesures du courant zéro sur la solution de rinçage utilisée pour obtenir I_0 (moyen)

Calibration du capteur de Glu

Sensibilité

La sensibilité de l'électrode à glucose est calculée par mesure du courant sur la solution 2, puis par soustraction du courant zéro mesuré sur la solution 1. La solution 2 a une concentration nominale de glucose de 15 mmol/L. Les valeurs précises sont spécifiques du lot du pack de solutions et sont enregistrées sur la puce du pack de solutions.

Le courant au capteur de glucose, la solution 2 étant dans la chambre de mesure, est mesuré à intervalles réguliers après le remplissage de la chambre par la solution. Une fois la stabilité atteinte, le courant zéro est utilisé pour déterminer la sensibilité du capteur de glucose.

La stabilité du signal est déterminée en fonction de :

$$I_{\bar{\Delta}} = \frac{\sum_{n=0}^{5} \left| I_{n+1} - I_n \right|}{n} \text{ nA}$$

$I_{\bar{\Delta}}$ = le changement moyen d'une série de points de données

Le critère de stabilité du signal est :

$$I_{\bar{\Delta}} \leq \pm 0,04\ nA$$

Le courant dû à la présence de glucose dans la solution 2 est ensuite calculé par la différence entre le point final du courant après satisfaction du critère de stabilisation et le courant zéro de la solution 1 (S 1)

$I_{S2}(\text{final}) = I_{S2} - I_0(\text{moyen})$

où :

$I_{S2}(\text{final})$ = courant du capteur dû à la présence de glucose

La sensibilité du capteur est calculée ainsi :

$$Sens_{Glu} = \frac{I_{S2}(final)}{cGlu_{S2}}$$

où :

$c\text{Glu}_{S2}$ = concentration réelle de glucose dans la solution 2

Limites de la sensibilité

Les limites de sensibilité du capteur de glucose sont 0,20 – 1,40 nA/mmol/L.

Mesure – Glu

Mesure

La concentration de glucose d'un échantillon est calculée à partir de l'équation suivante :

$$cGlu_{échant.} = \frac{I_{échant.} - I_0(moyen)}{Sens_{Glu}} \text{ mmol/L}$$

où :

$I_{échant.}$ = courant du capteur de glucose mesuré sur l'échantillon

$Sens_{Glu}$ = sensibilité relative du capteur de glucose

Capteurs de conductivité

Introduction Cette section décrit la construction des capteurs de l'hématocrite (Hct) et de détection d'air dans l'échantillon (conductivité de la solution), ainsi que leurs principes de mesure et de calibration.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Construction du capteur de conductivité 4-63
Principe de mesure du capteur de conductivité 4-64
Calibration du capteur de conductivité 4-66
Mesure – Hct 4-68

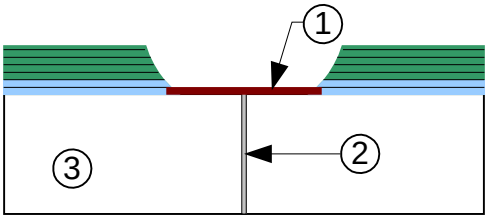
Construction du capteur de conductivité

Description sommaire

Le capteur de conductivité consiste en une électrode de platine en contact direct avec l'échantillon.

Diagramme

Le diagramme suivant représente le capteur de conductivité.



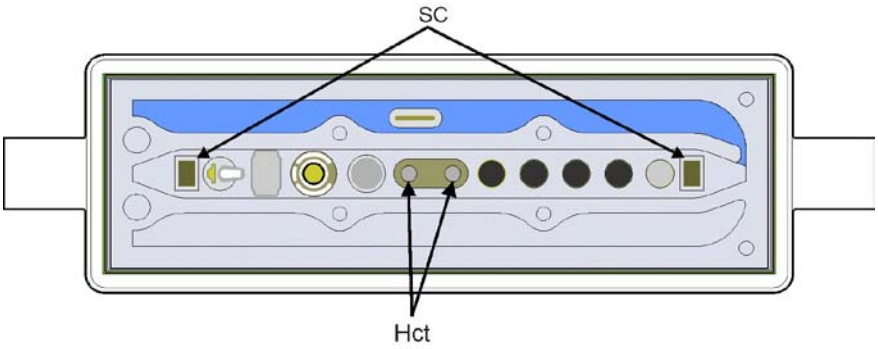
Eléments et description

Le tableau suivant décrit les éléments du capteur de conductivité :

N°	Elément	Description
1	Electrode	Une électrode de platine qui permet le contact électrique avec l'échantillon.
2	Contact électrique	Le point de contact électrique entre l'électrode et l'analyseur.
3	Base du capteur	La plate-forme structurelle sur laquelle l'électrode est formée.

Position sur la rangée de capteurs

Le diagramme suivant illustre la position des capteurs d'hématocrite et de conductivité de solution sur la rangée de capteurs de la cassette.



Principe de mesure du capteur de conductivité

Introduction

Ce sujet décrit l'aspect théorique des principes de mesure du capteur de conductivité.

Principe de mesure de l'Hct

Le sang est un fluide visqueux composé de plasma, de cellules et de protéines. Plus de 99 % des cellules sont des globules rouges (érythrocytes). Du fait de la présence d'ions dans la phase plasmatique, le sang est conducteur. Les cellules présentes dans le sang ne sont en général pas conductrices. Une mesure de la conductivité du sang est donc inversement proportionnelle au nombre et à la taille des érythrocytes présents dans le sang. Cette mesure peut donc être mise en relation avec le % en volume de globules rouges ou hématocrite d'un échantillon sanguin.

NOTA : La mesure de l'Hct n'est réalisée que sur l'analyseur ABL80 FLEX, pas sur l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Interférence de mesure

Les concentrations d'électrolytes et de protéines et l'osmolalité d'un échantillon de sang total affecte la mesure de l'hématocrite.

Le sodium est la principale électrolyte du plasma. La concentration de sodium a un effet direct sur la conductivité de l'échantillon sanguin, parce qu'il s'agit d'un ion chargé. La mesure de la concentration de sodium de chaque échantillon est effectuée et les résultats sont utilisés pour corriger la valeur de la conductivité des effets de la concentration de sodium.

Les protéines du plasma sont des structures non conductrices occupant 1 à 7 % du volume du plasma. La concentration des protéines est considérée constante pour tous les patients. Mesure - Hct Une exception importante est le cas d'un patient subissant une circulation extracorporelle (ou autres interventions où les patients sont perfusés avec des succédanés du plasma ou d'autres diluants du sang). La solution d'amorçage lors de la mise en route d'une circulation extracorporelle est une solution sans protéines diluant considérablement le sang du patient. Cela entraîne une mesure biaisée de l'Hct. On peut établir un facteur de correction de l'hémodilution, lequel est utilisé pour corriger ces échantillons dilués.

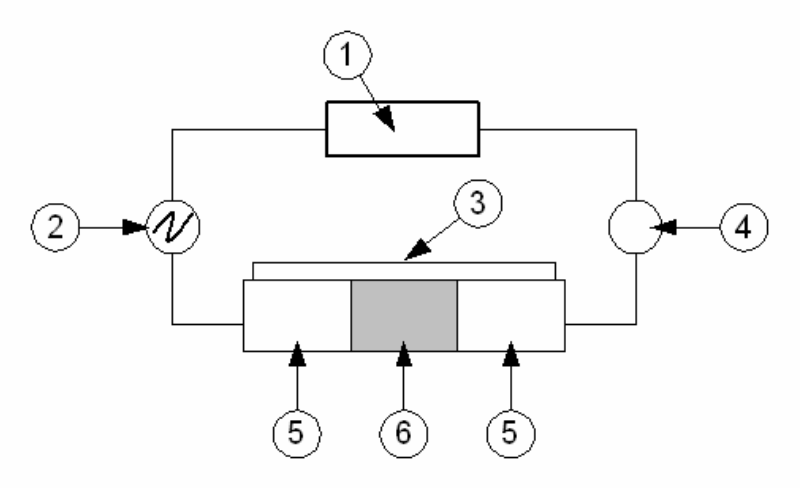
L'hyperosmolalité du sang total entraîne une diminution de la teneur en eau des globules rouges. Cela provoque une diminution de la valeur de l'hématocrite.

Suite à la page suivante

Principe de mesure du capteur de conductivité, *suite*

Chaîne d'électrode

La chaîne d'électrodes (ou circuit électrique) établie pour mesurer l'Hct est illustrée par le diagramme suivant :



Eléments et fonctions

Le tableau suivant décrit les fonctions des éléments du diagramme précédent.

N°	Elément	Description
1	R_F	Résistance fixée
2	Tension appliquée	Applique le courant alternatif nécessaire.
3	R_S	Impédance variable de l'échantillon.
4	V_{out}	Est proportionnel à la mesure de la conductivité d'un échantillon inconnu. $V_{out} = \left(\frac{R_S}{R_F + R_S} \right) \times V_{in}$
5	Electrode	Electrodes de platine conduisant la tension appliquée à travers l'échantillon.
6	Echantillon	Au contact des électrodes.

Calibration du capteur de conductivité

Introduction

La conductivité des solutions de calibration et de l'échantillon et mesurée entre les capteurs Hématocrite 1 et Hématocrite 2 par une chaîne électrique isolée galvaniquement des autres circuits. La chaîne applique une tension alternative entre les électrodes, à une fréquence de 10 kHz.

Le courant traversant l'échantillon est mesuré et converti en signal mV, lequel est ensuite utilisé pour le calcul de Hct.

Calibration

Le fonctionnement du circuit de mesure de l'Hct (conductimètre) est décrit par la sensibilité obtenue pendant une calibration.

Le conductimètre est calibré en utilisant les solutions 1 et 2.

Les points suivants décrivent comment la conductivité est mesurée et comment une calibration est réalisée.

- La solution 1, dont la conductivité nominale est d'environ 14,3 mS, remplit la chambre de mesure. Une fois le critère de stabilité satisfait, le système enregistre la valeur du point final résultante. La valeur sauvegardée est la valeur moyenne en mV.
- La solution 2, dont la conductivité nominale est d'environ 11,3 mS, remplit la chambre de mesure. Une fois le critère de stabilité satisfait, le système enregistre la valeur du point final résultante. La valeur sauvegardée est la valeur moyenne en mV.
- La conductivité de la chambre de mesure vide est supposée être de 0 mS.
- En utilisant ces valeurs, les sensibilités S_1 et S_2, ainsi que la linéarité, sont calculées.
- Ces valeurs calculées sont ensuite utilisées pour mesurer l'hématocrite des échantillons de sang et de contrôle de qualité.

Suite à la page suivante

Calibration du capteur de conductivité, *suite*

Sensibilité

Les valeurs suivantes sont calculées

- S_1 : La sensibilité entre la solution 1 et la solution 2.
- S_2 : La sensibilité entre la solution 2 et la chambre de mesure vide.
- La linéarité.

$$S_1 = \frac{mV_{S1} - mV_{S2}}{Conductivité_{S1} - Conductivité_{S2}} \text{ mV/mS}$$

$$S_2 = \frac{mV_{S2} - mVvide}{Conductivité_{S2} - Conductivité_{vide}} \text{ mV/mS}$$

$$Linéarité = \frac{S_1}{S_2}$$

où :

$Conductivité_{S1}$ = conductivité nominale de la solution 1 (14,3 mS)

$Conductivité_{S2}$ = conductivité nominale de la solution 2 (11,3 mS)

$Conductivité_{vide}$ = conductivité nominale de la chambre de mesure vide (0 mS)

Limites de la sensibilité

La calibration est considérée comme satisfaisante si les critères suivants sont satisfaits :

$$0{,}70 \le \frac{S_1}{S_2} \le 1{,}25$$

$$50 < S_2 < 300 \text{mV/mS}$$

Mesure – Hct

Mesure

Une fois la chambre de mesure remplie par l'échantillon et les critères de stabilité satisfaits, le point final résultant est enregistré et sauvegardé comme mV_{mes}.

La sensibilité de l'échantillon est alors calculée ainsi :

- Si $mV_{mes} > mV_{S2}$ alors :

$$\text{Conductivité}_{mes} = \text{Conductivité}_{S1} + \frac{mV_{mes} - mV_{S1}}{S_1}$$

- Si $mV_{mes} < mV_{S2}$ alors :

$$\text{Conductivité}_{mes} = \text{Conductivité}_{S2} + \frac{mV_{mes} - mV_{S2}}{S_2}$$

L'hématocrite est alors calculé´à partir de la valeur de $\text{Conductivité}_{mes}$ et de la $c\text{Na}^+$ obtenue par la mesure par le capteur de sodium :

$$\text{Hct} = K_0 + K_1 * \ln\text{Conductivité}_{mes} + K_2 * (\ln\text{Conductivité}_{mes})^2 +$$

$$+ K_3 * \ln c\text{Na}^+ + K_4 * (\ln c\text{Na}^+)^2 + K_5 * \frac{\text{Conductivité}_{mes}}{c\text{Na}^+} +$$

$$+ K_6 * \left(\frac{\text{Conductivité}_{mes}}{c\text{Na}^+}\right)^2 + K_7 * \left(\frac{\text{Conductivité}_{mes}}{c\text{Na}^+}\right)^3$$

où :

$K_0 = 4{,}30285$

$K_1 = -0{,}05929$

$K_2 = -0{,}01933$

$K_3 = -1{,}47926$

$K_4 = 0{,}16019$

$K_5 = -8{,}95839$

$K_6 = 56{,}32354$

$K_7 = 244{,}21553$

Système optique

Introduction Cette section décrit la construction du système optique de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX, ainsi que ses principes de mesure et de calibration.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Principe de mesure 4-70
Calibration 4-76
Correction des interférences 4-77
Mesure et corrections 4-80

Principe de mesure

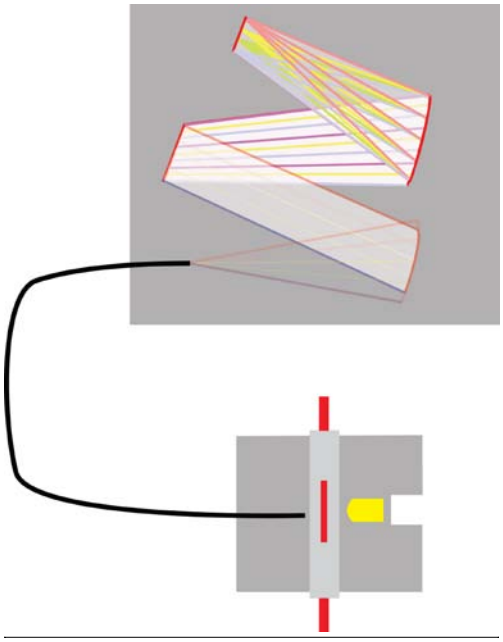
Paramètres mesurés

Le système optique des analyseurs ABL80 FLEX CO-OX est conçu pour mesurer les paramètres suivants :

Paramètre	Description
*c*tHb	Concentration d'hémoglobine totale
sO_2	Saturation en oxygène.
FO_2Hb	fraction d'oxyhémoglobine
*F*COHb	fraction de carboxyhémoglobine
*F*HHb	fraction de désoxyhémoglobine
*F*MetHb	fraction de méthémoglobine

Construction

Le système optique est basé sur un spectrophotomètre à 138 longueurs d'ondes, dont la gamme de mesure est de 467-672 nm. Le spectromètre est connecté par fibre optique à un ensemble hémolyseur - chambre de mesure.



Suite à la page suivante

Principe de mesure, *suite*

Cycle de mesure Le cycle de mesure comprend les étapes suivantes :

Etape	Description
1.	L'échantillon sanguin est transporté dans la cuvette, située dans l'unité hémolyseur. La température de la cuvette est régulée à 37 °C.
2.	Une contre-pression est appliquée à l'échantillon. Cette surpression de un atmosphère est maintenue pendant l'hémolyse et la mesure pour éliminer les bulles d'air de l'échantillon et favoriser le processus d'hémolyse.
3.	L'échantillon de 1 µL est hémolysé par les vibrations ultrasoniques de la cuvette, à une fréquence d'environ 30 kHz. Ce processus d'hémolyse fait éclater les parois des globules rouges, de sorte que leur contenu en hémoglobine se mélange avec le plasma sanguin, donnant une solution optiquement claire.
4.	La lumière d'une diode blanche est émise dans la cuvette et la lumière transmise à travers la cuvette est guidée vers le spectrophotomètre par fibre optique.
5.	La lumière passe par une fente qui la dirige vers un miroir combiné à un réseau de diffraction.
6.	Le réseau sépare la lumière selon les couleurs de l'arc en ciel et le miroir focalise la lumière sur une rangée de photodiodes.
7.	La rangée de photodiodes est constituée de 256 photodiodes ou pixels, une pour chaque longueur d'onde, qui convertissent les signaux lumineux monochromatiques en courants.
8.	L'amplitude de ces courants, et donc l'intensité des signaux lumineux, mesurée sur chacune des 256 photodiodes, constitue le spectre d'absorption d'un échantillon donné.
9.	Le spectre est envoyé à l'ordinateur de l'analyseur où les valeurs des paramètres de l'oxymétrie sont calculées. Les 256 canaux sont standardisés en 138 longueurs d'ondes sélectionnées.

Suite à la page suivante

Principe de mesure, *suite*

Loi de Lambert-Beer

La spectroscopie d'absorption est fondée sur la loi de Lambert-Beer, établissant que l'absorbance mesurée pour un composé donné est directement proportionnelle à la concentration du composé et à la longueur du trajet lumineux à travers l'échantillon [2] :

$$A_y^\lambda = \varepsilon_y^\lambda \times c_y \times l$$

où :

A_y^λ	=	absorbance du composé à une longueur d'onde λ
ε_y^λ	=	coefficient d'extinction d'un composé y à une longueur d'onde λ (une constante, caractéristique du composé)
c_y	=	concentration du composé y dans l'échantillon
l	=	longueur du trajet de la lumière

Absorbance

L'absorbance (A) d'un composé est défini par le logarithme du rapport de l'intensité lumineuse avant et après la traversée du composé.

En pratique, c'est le logarithme du rapport de l'intensité lumineuse traversant l'eau sur l'intensité lumineuse traversant le composé.

$$A = \log \frac{I_0}{I}$$

où :

I_0	=	intensité lumineuse traversant l'eau (I_0 est mesurée comme étant l'intensité de la lumière transmise à travers la solution MetCal)
I	=	intensité lumineuse traversant le composé

Suite à la page suivante

Principe de mesure, *suite*

Absorbance totale

Pour les échantillons contenant plus d'un composé actif d'un point de vue optique, l'absorbance totale (A_{total}) est la somme des absorbances individuelles des composés, du fait que l'absorbance est une quantité additive.

Par exemple, si un échantillon contient 6 composés y_1, y_2, ….y_6, pour cet échantillon, l'absorbance totale à une longueur d'onde λ_1 est :

$$A_{total}^{\lambda_1} = A_{y_1}^{\lambda_1} + A_{y_2}^{\lambda_1} + A_{y_3}^{\lambda_1} + A_{y_4}^{\lambda_1} + A_{y_5}^{\lambda_1} + A_{y_6}^{\lambda 1}$$

$$= l\left(\varepsilon_{y_1}^{\lambda_1} c_{y_1} + \varepsilon_{y_2}^{\lambda_1} c_{y_2} + \varepsilon_{y_3}^{\lambda_1} c_{y_3} + \varepsilon_{y_4}^{\lambda_1} c_{y_4} + \varepsilon_{y_5}^{\lambda_1} c_{y_5} + \varepsilon_{y_6}^{\lambda_1} c_{y_6}\right)$$

S'il y a Y composés, et si les mesures sont réalisées à *n* longueurs d'ondes, on peut écrire une expression générale pour A_{total} à la longueur d'onde λ_n :

$$A_{total}^{\lambda_n} = \sum_{y=1}^{Y} \varepsilon_y^{\lambda_n} \times c_y \times l$$

où :
λ_n = les longueurs d'ondes individuelles.

Spectre continu

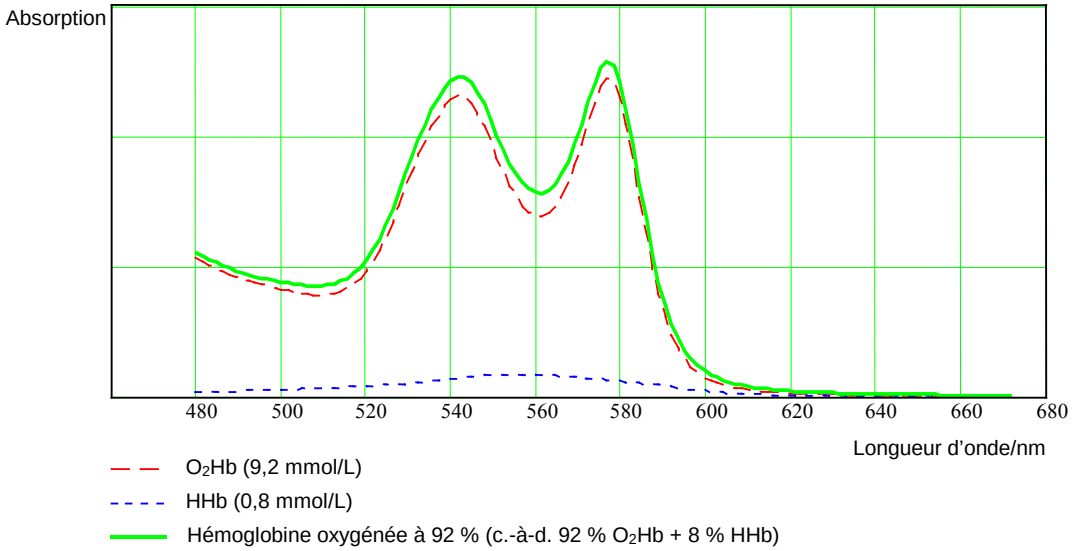
$A_{total}^{\lambda_n}$ peut être représentée graphiquement comme une fonction de la longueur d'onde et, si les différences entre les longueurs d'ondes sont suffisamment petites, un spectre continu est produit.

Suite à la page suivante

Principe de mesure, *suite*

Exemple de spectre

La figure ci-dessous montre trois spectres : O_2Hb pure, HHb pure à une faible concentration et un spectre d'hémoglobine oxygénée à 92 %, obtenu en additionnant les spectres de O_2Hb et HHb. L'additivité de l'absorption et la continuité du spectre apparaissent clairement.



Suite à la page suivante

Principe de mesure, *suite*

Détermination des concentrations

Dans le spectre d'un échantillon, l'absorption enregistrée à chaque longueur d'onde comporte des contributions de chacun des composés de l'échantillon. Le problème consiste donc à déterminer l'importance de cette contribution et ainsi, la concentration de chaque composé dans l'échantillon.

Les concentrations sont déterminées à l'aide de l'équation suivante :

$$c_y = \sum_{n=1}^{138} K_y^{\lambda_n} A_{total}^{\lambda_n}$$

où :

$K_y^{\lambda_n}$ = une constante spécifique du composé y à la longueur d'onde λ_n.

Matrice de constantes

Les constantes ($K_y^{\lambda_n}$) sont déterminées en recourant à l'analyse de données à variables multiples [2] où les spectres des composés de calibration sont examinés conjointement avec les valeurs de référence des composés de calibration. Les principales substances interférentes sont également prises en compte.

Calibration

Matériel de calibration

Le système optique est calibré en deux points en utilisant :

- La solution étalon *c*tHb S7770 ayant une concentration de colorant connue pour déterminer la longueur du trajet de la cuvette, *l*.
- Une solution transparente du pack de solutions de l'analyseur pour déterminer le point zéro, I_o.

Point zéro

Le point zéro, I_o, est le courant (ou intensité) mesuré par la rangée de photodiodes sur la solution transparente dans la cuvette. Pendant cette "calibration à blanc", la *c*tHb est calibrée sur ce point zéro.

I_o est mesuré automatiquement pendant la mise en route du système et pendant les cycles de qualité.

Longueur du trajet de la cuvette

La longueur du trajet de la cuvette (ou trajet de la lumière) est déterminée à partir de la loi de Lambert-Beer en mesurant l'absorbance du colorant présent dans la solution étalon tHb (S7770) qui a une concentration d'équivalent hémoglobine connue.

Loi de Beer : $A = \varepsilon \times C_{col.} \times l$

où :

A = absorbance

ε = coefficient d'extinction

$C_{col.}$ = concentration du colorant

l = longueur du trajet de la lumière

Fréquence des calibrations tHb

Il est recommandé d'effectuer une calibration tHb tous les trois mois.

Correction des interférences de HbF

HbF et HbA

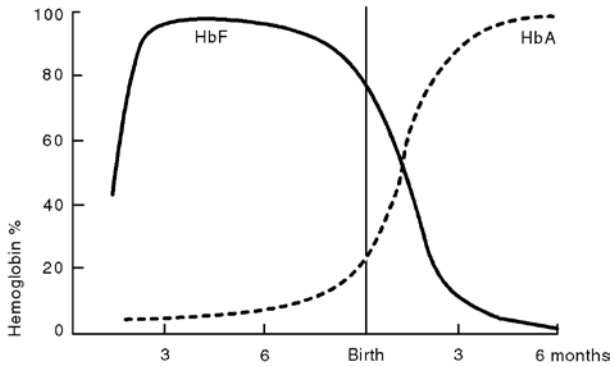
L'hémoglobine fœtale (HbF) n'a pas le même spectre que l'hémoglobine adulte (HbA), du fait d'une légère différence de leurs structures moléculaires. La présence de HbF dans un échantillon interfère avec le résultat dans l'absence de correction.

Il est donc important de tenir compte de cette différence lorsque l'on mesure les niveaux d'hémoglobine de prématurés ou de nouveau-nés de 0 à 3 mois, ainsi que pour les patients atteints de thalassémie [3].

Les ABL80 FLEX CO-OX corrigent automatiquement la présence de HbF. Voir le *Manuel de l'opérateur de l'ABL80 FLEX*, *Chapitre 9, Réglages* et *Chapitre 4 Mesures d'échantillons* pour des informations sur l'activation et l'utilisation de cette fonction de correction.

NOTA : *Les performances de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX sont basées sur la mesure d'un spectre d'hémoglobine humaine normale. Les types de Hb autres que HbA et HbF interfèrent avec les mesures de l'hémoglobines et ne sont pas compensés par les analyseurs ABL80 FLEX CO-OX.*

Ce diagramme montre la transition de l'hémoglobine fœtale à l'hémoglobine adulte [4].



Ce diagramme est schématique, et ne peut être utilisé pour déterminer la FHbF.

Déviation des résultats

Si la différence entre les deux types d'hémoglobine n'est pas pris en compte lors des mesures d'échantillons contenant de l'HbF (prélevés sur des prématurés ou des nouveau-nés de moins de 3 mois), la mesure présente alors une déviation.

La déviation est la plus importante pour les mesures de la saturation en oxygène (sO_2) et la fraction de carboxyhémoglobine (*F*COHb), du fait que des mesures inexactes de ces paramètres peut entraîner une interprétation des résultats entraînant un diagnostic incorrect avec risque de traitement inadapté.

Suite à la page suivante

Correction des interférences de HbF, *suite*

Correction de la HbF

La présence de HbF dans un échantillon est détectée à partir du spectre différentiel entre l'oxyhémoglobine fœtale et adulte. La quantité de cO_2HbF excédant un certain niveau indique l'interférence de la HbF. L'analyseur corrige automatiquement cette interférence en supprimant le spectre de la HbF du spectre mesuré.

Les ABL80 FLEX CO-OX corrigent automatiquement la présence de HbF, éliminant ainsi toute interférence sur la mesure. Voir le *Manuel de l'opérateur de l'ABL80 FLEX*, *Chapitre 9, Réglages* et *Chapitre 4 Mesures d'échantillons* pour des informations sur l'activation et l'utilisation de cette fonction de correction.

Correction des autres interférences

Avertissements de mesures

Le spectre mesuré est comparé à un spectre modèle calculé à partir des concentrations déterminées. La différence entre ces deux spectres est appelé spectre résiduel. Si le spectre résiduel est trop élevé, les résultats de l'oxymétrie seront signalés par un avertissement (erreur 581 - Disparité du spectre d'OXI).

Un avertissement accompagnera également les résultats d'oxymétrie si l'une des conditions suivantes existe :

- *c*tHb < –0,1 mmol/L ou *c*tHb > 25 mmol/L
- *F*Hb(dériv) < –2 % ou *F*Hb(dériv) > 102 %

  où *F*Hb(dériv) est sO_2, FO_2Hb, *F*COHb, *F*MetHb ou *F*HHb
- SHb < –2 % ou SHb > 10%
- Valeur de Turbidité < –0,5 % ou > 5%

Mesure et corrections

Calcul des paramètres de l'oxymétrie

Les paramètres de l'oxymétrie sont calculés ainsi :

Paramètre	Equation
*c*tHb(mes)	= cO_2Hb + *c*COHb + *c*HHb + *c*MetHb
sO_2	$= \frac{cO_2Hb}{ceHb}$ *c*eHb = *c*HHb + cO_2Hb (hémoglobine efficace)
FO_2Hb	$= \frac{cO_2Hb}{ctHb}$
*F*COHb	$= \frac{cCOHb}{ctHb}$
*F*HHb	$= \frac{cHHb}{ctHb}$
*F*MetHb	$= \frac{cMetHb}{ctHb}$

où :

cO_2Hb = Concentration d'oxyhémoglobine dans l'échantillon.

*c*COHb = Concentration de carboxyhémoglobine dans l'échantillon.

*c*HHb = Concentration de désoxyhémoglobine dans l'échantillon.

*c*MetHb = Concentration de méthémoglobine dans l'échantillon.

Suite à la page suivante

Mesure et corrections, *suite*

Restrictions

Les paramètres suivants ne seront pas calculés :

Paramètre	N'est pas calculé si…
sO_2, *F*COHb, *F*MetHb, *F*HHb	*c*eHb = *c*HHb + cO_2Hb < 0,75 mmol/L; ctHb > 1 mmol/L.

Pour exclure l'interférence de la HbF, les conditions suivantes sont requises :

Paramètre ou Fonction	Exigence
*c*tHb	> 5 mmol/L
*F*COHb	< 20 %
*F*MetHb	< 10 %
Correction – Activer pour > 20 %	cO_2HbF/*c*tHb doit être supérieure à 0,2
Correction HbF – Activer à tous les niveaux	Aucune limite inférieure de la cO_2HbF n'est requise, c'est-à-dire que même les échantillons de sang adulte seront corrigés de la HbF. Cela peut s'avérer intéressant dans l'hypothèse de nouveau-nés recevant une perfusion de sang adulte. Dans ces cas, la *F*HbF peut être inférieure à 20 % et des déviations significatives des paramètres de l'oxymétrie peuvent se produire.
Correction HbF – Désactivée	Pas de corrections HbF réalisée.

Corrections pour la *c*tHb

La concentration non corrigée d'hémoglobine, *c*tHb(échant.), mesurée sur des échantillons en capillaire ou en seringue, est corrigée ainsi :

Equation A :

$$c\text{tHb(échant.,corr)} = \frac{c\text{tHb(échant.)}}{F_{cuv}\, F_{dil}}$$

où :

*c*tHb(échant.,corr) = *c*tHb corrigée

F_{cuv} = Constante dépendante de l'analyseur, déterminée lors des calibrations tHb et stockées automatiquement par l'analyseur

Références

Liste des références

Cette partie comporte une liste des références du *Chapitre 4, Capteurs.*

1. CLSI document C12-A, Clinical and Laboratory Standards Institute, 940 West Valley Road, Suite 1400, Wayne, PA 19087.
2. Ewing GW. Instrumental methods of chemical analysis. 5th ed. McGraw.Hill, 1985.
3. Krzeminski A. Why correct for fetal hemoglobin in blood oximetry measurements? Radiometer Publication Info. No. 1992-3. Copenhagen: Radiometer Medical A/S, 1992.
4. Huehns ER, Beanen GH. Developmental changes in human hemoglobins. Clin Dev Med 1971; 37: 175-203.

5. Corrections définies par l'utilisateur

Introduction Ce chapitre fournit une explication de base sur les corrections définies par l'utilisateur disponibles pour les paramètres mesurés par toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Contenu Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Informations générales.....5-2
Tous les paramètres.....5-4

Informations générales

Objet

Les corrections définies par l'utilisateur sont le plus souvent appliquées dans les cas où les valeurs mesurées pour un paramètre donné par deux analyseurs ou davantage dévient constamment les unes par rapport aux autres.

NOTA :

Les performances de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX étant testées conformément à la description du Chapitre 6, Caractéristiques du fonctionnement, et chaque analyseur étant supposé fonctionner exactement et de façon optimale, les corrections définies par l'utilisateur ne doivent pas être appliquées de façon générale. La correction non indispensable de paramètres par l'utilisateur risque de mener à l'enregistrement de mesures inexactes.

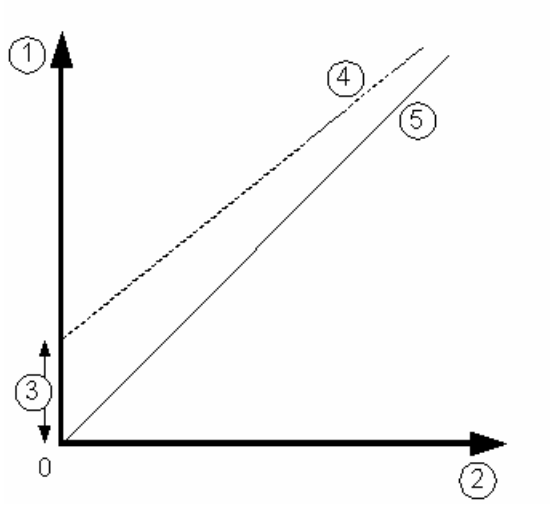
Corrections définies par l'utilisateur

Les corrections définies par l'utilisateur sont fondées sur une corrélation linéaire entre les valeurs mesurées (non corrigées) et les valeurs affichées (auxquelles les corrections définies par l'utilisateur ont été appliquées).

Les facteurs de correction de chaque paramètre mesuré sont la pente et le décalage de la ligne de correction. Les corrections définies par l'utilisateur permettent de modifier les valeurs de l'un, de l'autre ou de ces deux facteurs.

$$\text{Valeur corrigée} = \text{Pente} \times \text{Valeur non corrigée} + \text{Décalage}$$

Le diagramme ci-dessous est une représentation schématique de la relation entre les lignes de correction sans et avec une correction définie par l'utilisateur.



N°	Fonction
1	Valeur du paramètre affichée (corrigée) (ordonnées)
2	Valeur mesurée du paramètre (non corrigée) (abscisses)
3	Décalage entre les deux lignes de correction
4	Ligne de correction avec les corrections définies par l'utilisateur
5	Ligne de correction sans corrections définies par l'utilisateur (Pente = 1,0, Décalage = 0)

Suite à la page suivante

Informations générales, *suite*

Introduction de corrections définie par l’utilisateur

Sur toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX, la pente et le décalage de chaque paramètre sont configurés depuis l'écran **Corrélation**. Les valeurs corrigées par l'utilisateur sont identifiées par l'impression, à l'écran et sur papier, d'une liste des paramètres pour lesquels des corrections sont appliquées

NOTE: *Les corrections définies par l'utilisateur ne sont pas appliquées aux mesures recourant au mode Contrôle de qualité.*

Pour davantage d’informations sur les interférences de mesure Tous les paramètres

Tous les paramètres

Introduction

Ce sujet décrit le processus d'établissement de corrections définies par l'utilisateur pour tous les paramètres. Ce processus s'applique à toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Actions préliminaires

Avant d'introduire des corrections pour n'importe quel paramètre, l'utilisateur doit obtenir les valeurs de référence des paramètres concernés en recourant à la méthode acceptée par son laboratoire.

Pour définir les corrections, il est à noter que :

- des mesures doivent être réalisées sur un ABL80 FLEX sans correction définies par l'utilisateur et sur un analyseur de référence.
- une série de mesures couvrant la gamme entière de mesure doit être effectuée.
- les mesures doivent être réalisées simultanément sur l'analyseur ABL80 FLEX et l'analyseur de référence, et les échantillons doivent être manipulés correctement. La correcte manipulation concerne le volume suffisant permettant un mélange adéquat selon une procédure stricte avant l'introduction dans chacun des analyseurs. L'échantillon doit être dans une seringue d'au moins 2 mL.
- la pente et le décalage doivent être calculés. L'utilisateur peut, par exemple, établir une corrélation linéaire entre les valeurs mesurées sur l'analyseur ABL80 FLEX et sur l'analyseur de référence, en utilisant l'analyseur ABL80 FLEX comme une variable indépendante.
- Correction de la pente et du décalage

Correction de la pente et du décalage

Les corrections suivantes de la pente et du décalage sont possibles dans les limites définies pour les échantillons artériels, capillaires et veineux :

Paramètre	Pente	Décalage
pH	0,80 – 1,20	±0,05
pCO_2	0,80 – 1,20	±10 mmHg
pO_2	0,80 – 1,20	±20 mmHg
cK^+	0,80 – 1,20	±1,0 mmol/L
cNa^+	0,80 – 1,20	±10 mmol/L
cCa^{2+}	0,80 – 1,20	±1,00 mmol/L
cCl^-	0,80 – 1,20	±10 mmol/L
Glu	0,750 – 1,250	±5,0 mmol/L
Hct	0,50 – 1,50	±15%

Suite à la page suivante

Tous les paramètres, *suite*

Correction de la pente et du décalage

(suite)

Les corrections suivantes de la pente et du décalage sont possibles dans les limites définies pour le type d'échantillon "Autres fluides" :

Paramètre	Pente	Décalage
pH	0,10 – 10,0	±1,00
pCO_2	0,10 – 10,0	±30 mmHg
pO_2	0,10 – 10,0	±50 mmHg
cK^+	0,10 – 10,0	±10,0 mmol/L
cNa^+	0,10 – 10,0	±100 mmol/L
cCa^{2+}	0,10 – 10,0	±10,00 mmol/L
cCl^-	0,10 – 10	±100 mmol/L
Glu	0,10 – 10,0	±30 mmol/L

Les corrections suivantes de la pente et du décalage sont possibles dans les limites définies pour les corrections d'échantillons du type “hémodilution” pour l'hématocrite :

Paramètre	Pente	Décalage
Hct	0,10 – 10,0	±10,0

NOTA : La corrélation de l'hémodilution ne s'applique pas à l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Suite à la page suivante

Tous les paramètres, *suite*

Correction de la pente et du décalage

Les corrections suivantes de la pente et du décalage sont possibles dans les limites définies pour les échantillons artériels, capillaires et veineux, uniquement pour l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX :

Analyseur ABL80 FLEX CO-OX :

Paramètre	Pente	Décalage
*c*tHb	0,962–1,038	S/O
sO_2	0,900–1,100	±5,0%
FO_2Hb	S/O	S/O
*F*COHb	S/O	±5,0%
*F*MetHb	S/O	±5,1%

NOTA : L'application d'une correction de la sO_2 se répercutera sur les valeurs de FO_2Hb et FHHb.

Calcul des constantes de corrélation

Les constantes de corrélation sont déterminées selon :

$$y = m \times x + b$$

où :

x = Valeur mesurée du paramètre (non corrigée) (ABL80)

y = Valeur affichée du paramètre (corrigée) (Analyseur de référence)

m = Pente

b = Décalage

6. Caractéristiques de fonctionnement

Introduction

Ce chapitre décrit les méthodes de référence utilisées pour vérifier le fonctionnement des analyseurs ABL80 FLEX et ABL80 FLEX CO-OX et la détermination des constantes de correction de chaque paramètre.

Il décrit les essais de fonctionnement réalisés pour déterminer l'exactitude et la précision des analyseurs dans les conditions normales d'utilisation.

Contenu

Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Informations générales 6-2

Méthode de référence 6-3

Confrontation à une méthode de référence 6-4

Méthodes de référence des analyseurs ABL80 FLEX 6-6

Essais de fonctionnement 6-7

Définition des termes 6-8

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX ... 6-10

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX 6-11

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 6-18

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX 6-19

Tests d'interférence 6-29

Informations générales

Méthode de référence

Une méthode de référence consiste en une procédure établie pour mesurer un paramètre donné à laquelle l'analyseur ABL80 FLEX (toutes versions) peut être confronté.

Les comparaisons avec la méthode de référence permettent de définir des constantes de corrections pour chacun des paramètres de l'ABL80 FLEX.

Méthodes de référence de Radiometer

Les méthodes de référence, utilisées par Radiometer pour chacun des paramètres mesurés, sont décrites aux pages suivantes.

Lorsque aucune méthode de référence recommandée n’existe, Radiometer a défini sa propre méthode, les détails de laquelle figurant également aux pages suivantes.

Correction des déviations systématiques

Les mesures, réalisées sur l'analyseur ABL80 FLEX, sont corrigées des déviations systématiques, comme expliqué dans la section *Confrontation à une méthode de référence*, pour les faire concorder avec les mesures de la méthode de référence.

Essais de fonctionnement

Les essais de fonctionnement sont réalisés pour déterminer la précision de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX dans les conditions normales d’utilisation. Le biais, la variation quotidienne et la reproductibilité sont également déterminés.

Les conditions de test et les définitions des critères utilisés dans ces essais de fonctionnement sont indiquées dans la section *Essais de vérification des performances*.

Méthode de référence

Introduction Cette partie décrit les méthodes de référence utilisées pour vérifier le fonctionnement de toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Confrontation à une méthode de référence 6-4

Méthodes de référence des analyseurs ABL80 FLEX 6-6

Confrontation à une méthode de référence

Introduction

Les méthodes de référence sont des procédures établies utilisées pour mesurer des paramètres donnés, auxquelles on peut comparer les analyseurs ABL80 FLEX (toutes versions):

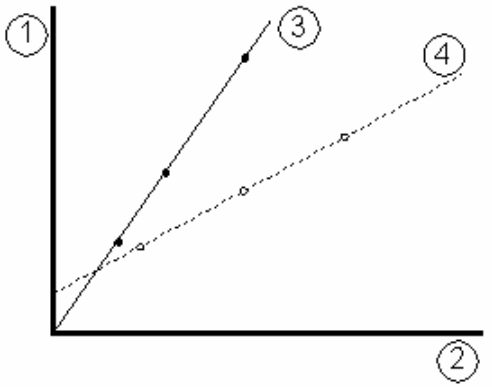
La confrontation aux méthodes de référence appliquée par Radiometer est décrite ci-dessous.

La partie suivante fournit des détails sur les méthodes de référence utilisées par Radiometer pour chacun des paramètres mesurés dans l'analyseur : *Méthodes de référence pour l'ABL80 FLEX*.

Confrontation à une méthode de référence

La procédure suivante est une description générale de la confrontation des analyseurs à une méthode de référence.

Etape	Action
1.	Prélèvement d'un échantillon sanguin sur un adulte normal et sain.
2.	L'échantillon sanguin est traité pour présenter des concentrations fortes et faibles pour le paramètre étudié.
3.	On réalise des mesures simultanées du paramètre spécifique sur l'échantillon sanguin, en utilisant la méthode de référence et l'analyseur non corrigé. Les deux séries de mesures sont représentées graphiquement sur le même repère, comme illustré ci-dessous : *Cet exemple montre comment des mesures, réalisées à 3-6 différents niveaux d'un paramètre, peuvent différer systématiquement en utilisant un analyseur ABL80 FLEX non corrigé et la méthode de référence.*



N°	Fonction
1	Concentrations mesurées (ordonnées)
2	Concentrations absolues (abscisses)
3	Mesures selon la méthode de référence
4	Mesures non corrigées réalisées sur un analyseur ABL80 FLEX

Suite à la page suivante

Confrontation à une méthode de référence, *suite*

Confrontation à une méthode de référence *(suite)*

Etape	Action
4.	On compare les graphiques obtenus pour les deux séries de mesures. Les déviations systématiques des mesures de l'ABL80 FLEX par rapport à la méthode de référence sont corrigées par l'équation suivante : $$cX_{\text{échant.(corr.)}} = k_n \, cX_{\text{échant.}} + k_m$$ où : cX(échant.,corr) = Valeur du paramètre mesurée sur l'analyseur corrigé des déviations systématiques par rapport à la méthode de référence k_n et k_m = Constantes de correction déterminées par la comparaison avec la valeur du paramètre mesurée selon la méthode de référence cX(échant.) = Valeur du paramètre mesurée sur l'analyseur (non corrigée)
5.	Les constantes de correction de l'équation ci-dessus sont déterminées en faisant concorder les mesures sur l'ABL80 FLEX avec les résultats de la méthode de référence.

Mode de mesure Pour les mesures de la confrontation à la méthode de référence, le mode de mesure Seringue est utilisé, tous les paramètres étant activés.

Appareillage des essais et fréquence Cinq nouveaux analyseurs ABL80 FLEX avec tous les paramètres disponibles sont utilisés lors de la confrontation avec les méthodes de référence.

Chaque paramètre est mesuré à 3 - 5 niveaux pendant au moins 3 jours, avec 5 répétitions chaque jour. Cela donne un total de 250 à 500 mesures par paramètre.

Solutions et gaz de calibration Les compositions vraies des solutions de calibration utilisées pour les analyseurs ABL80 FLEX et celles utilisées pour les méthodes de référence sont déterminées en les confrontant à des solutions et gaz traçables aux matières de référence homologuées.

Vérification Pour vérifier que les constantes de correction ont été déterminées exactement, les essais de confrontation à la méthode de référence sont répétés pour chacun des paramètres.

Méthodes de référence des analyseurs ABL80 FLEX

Présentation des méthodes de référence

Les méthodes de référence, utilisées pour chacun des paramètres mesurés par l'analyseur, sont rapidement présentées ci-dessous. Les résultats des comparaisons aux méthodes de référence sont documentés dans la partie intitulée *Essais de fonctionnement*.

Paramètres : pCO_2 et pO_2

Méthode de référence : Ces paramètres sont testés par tonométrie. Les valeurs cibles des gaz du sang ont été calculées à partir de mélanges gazeux homologués avec traçabilité NIST.

Paramètres : pH, cK^+, cNa^+, cCa^{2+} et cCl^-

Méthode de référence : Ces paramètres sont confrontés aux résultats obtenus sur des analyseurs Radiometer ABL 725 dont les spécifications de fonctionnement (y compris les corrections) ont été déterminées et validées conformément aux méthodes de référence indiquées dans le Manuel de référence de la série ABL700.

Paramètre : *c*Glu

Méthode de référence : Ce paramètre a été testé sur du sang total et confronté aux résultats obtenus sur deux analyseurs de référence ABL715/735 de Radiometer dont les spécifications des performances (y compris les corrections) ont été déterminées et validées conformément aux méthodes de référence indiquées dans le Manuel de référence de la série ABL700. De plus, une analyse de sérum standard a été réalisée pour fournir une méthode de référence primaire. Les valeurs vraies du sérum standard sont déterminées par ´spectrophotométrie en recourant à la méthode hexokinase (HK) recommandée par le CLSI. Une comparaison avec SRM 965a fournit une troisième méthode de référence primaire. Le SRM 965a est un matériel de référence étalon certifié selon les méthodes ID/GC/MS recommandées par le CLSI [1].

Paramètre : Hct

Méthode de référence : Ce paramètre est confronté à la micro-centrifugation en recourant à un Adams MHCT II. Cette méthode est considérée comme la méthode standard de détermination de l'hématocrite d'un échantillon sanguin, selon la norme CLSI H7-A3.

Paramètre : *c*tHb

Méthode de référence : Ce paramètre est testé en utilisant la méthode HiCN recommandée par le CLSI [2] et confronté à l'analyseur ABL735 de Radiometer, dont les spécifications des performances ont été déterminées et validées selon les méthodes de référence décrites dans le Manuel de l'opérateur de la série ABL700.

Paramètres : sO_2, FO_2Hb, *F*COHb, *F*MetHb, *F*HHb

Méthode de référence : Toutes les fractions d'oxymétrie sont confrontées aux résultats obtenus sur des analyseurs Radiometer ABL 735 dont les spécifications de fonctionnement ont été déterminées et validées conformément aux méthodes de référence indiquées dans le Manuel de référence de la série ABL700.

[1] Development of Definitive Methods for the National Reference System for the Clinical Laboratory. Approved Guideline, NCCLS Publication NRSCL 1-A, 1991.

[2] Reference and Selected Procedures for the Quantitative Determination of Hemoglobin in Blood. Approved Standard – Third Edition. CLSI/NCCLS Publication H15-A3, 2000.

Essais de fonctionnement

Introduction

Cette partie décrit les essais de fonctionnement déterminant la précision des analyseurs ABL80 FLEX corrigés.

Cette partie présente également les définitions des critères utilisés dans les essais de fonctionnement et les résultats des essais.

Contenu

Cette partie aborde les sujets suivants :

Définition des termes 6-8

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX 6-7

Résultat des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX 6-11

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX CO-OX 6-7

Résultat des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX..... 6-11

Tests d'interférence 6-29

Définition des termes

Introduction Ce sujet reprend et définit les termes utilisés pour les essais de fonctionnement.

Répétabilité En recourant au même analyseur, des mesures répétées sur des échantillons considérés identiques ne produiront pas nécessairement des résultats identiques. Le degré de variation des résultats est une mesure de la précision de l'analyseur.

Paramètres d'imprécision Le tableau suivant décrit les paramètres utilisés pour caractériser la précision durant les essais de fonctionnement réalisés sur les analyseurs ABL80 FLEX (toutes versions.

Paramètre	Description
S_0	**Précision** C'est une mesure de la déviation standard de résultats à partir de mesures répétées à brefs intervalles, en utilisant : • Le même appareil au même endroit • La même procédure de mesure • Des portions égales provenant du même échantillon • Un opérateur par instrument Pour chaque niveau, la S_0 est mise en commun pour tous les appareils testés et pour tous les jours de test.
S_D	**Variation de jour à jour** Une mesure de la déviation standard des résultats sur les mesures répétées sur toutes les journées de test. Elle inclut les contributions des différences d'état de calibration des analyseurs durant toute la période de test.
S_X	**Reproductibilité** Une mesure de la déviation standard des résultats de mesures du même paramètre dans des conditions de mesures différentes. Les facteurs suivants interviennent : • S_0 • S_D • Variations d'un appareil à l'autre • Variations de l'échantillon pendant la mesure • Variations des concentrations de la solution étalon • Variations des mesures de la méthode de référence sur le sang et sur les solutions étalons

Suite à la page suivante

Définition des termes, *suite*

Biais

Le biais d'une quantité est défini comme étant la différence moyenne entre la valeur mesurée sur un groupe d'instruments tests et la valeur réelle estimée (comme établie par la méthode de référence) :

$$\text{Biais} = X_{\text{analyseur}} - X_{\text{REF.}}$$

Les spécifications du biais sont basées sur les conditions suivantes :

- température ambiante 25 °C
- humidité relative 50 %
- pression barométrique 760 mmHg
- 0,06 % de CO_2 dans l'air atmosphérique.

La valeur mesurée de l'échantillon déviera de la valeur vraie d'un maximum de :

$$\text{Biais} \pm 2 \times S_X$$

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX

Introduction

Les essais de fonctionnement sur les analyseurs ABL80 FLEX ont été effectués dans les conditions indiquées ci-dessous.

Appareils

Cinq ABL80 FLEX avec tous les paramètres activés.

Echantillons sanguins

Les échantillons de sang utilisés pour les essais sont des échantillons sanguins héparinés provenant de donneurs volontaires en bonne santé.

Le sang a été préparé de façon à obtenir les différents niveaux de concentration pour chacun des paramètres mesurés.

Fréquence des essais pour les mesures de sang

Les mesures de chaque paramètre sont effectuées sur tous les analyseurs, à raison de 5 mesures sur chaque échantillon pour chaque passage, pendant 3 jours.

Les mesures sont effectuées par des opérateurs différents.

On utilise le plan de calibration par défaut de Radiometer.

Echantillons de CQ

QUALICHECK4+ est mesuré chaque jour.

Conditions expérimentales

Les conditions suivantes sont maintenues pendant toute la durée des essais :

- Température ambiante 22 - 25 ^{o}C
- Humidité relative 30 - 50 %
- Teneur moyenne en CO_2 de l'air atmosphérique
- Teneur barométrique ~755 mmHg

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX

Introduction

Les résultats des essais de fonctionnement sont présentés pour chacun des paramètres mesurés par l'ABL80 FLEX.

Les essais ont été réalisés en utilisant des échantillons en seringue de 70 µL.

Pour une définition des termes employés, voir *Définition des termes.*

NOTA :

Les solutions utilisées lors des essais de fonctionnement sont celles recommandées par Radiometer Il n'est pas possible de vérifier les performances en recourant à d'autres solutions.

Les essais de fonctionnement ont été réalisés dans des conditions telles que les analyseurs n'ont pas été influencés par des champs magnétiques.

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour pH/Gaz du sang

pH	Biais	S_0	S_D	S_X
7,0	0,005	0,004	0,003	0,022
7,4	0,003	0,004	0,003	0,011
7,7	-0,002	0,005	0,004	0,021

pCO_2 (mmHg)	Biais	S_0	S_D	S_X
14	-0,18	0,39	0,38	1,23
42	0,04	0,39	0,35	1,41
49	0,64	0,40	0,21	1,49
70	0,57	0,65	0,61	3,37
126	-1,99	2,07	2,10	8,43

pO_2 (mmHg)	Biais	S_0	S_D	S_X
14	-0,42	0,48	0,25	1,49
42	-0,33	0,59	0,54	1,12
84	-0,80	0,80	0,85	2,00
210	2,10	1,43	3,22	5,63
420	-5,30	4,89	4,38	15,18

NOTA : Les résultats de fonctionnement sont valides pour les analyseurs à partir de la version de logiciel 1.23.

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour les électrolytes et l'hématocrite

$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
0,53	-0,04	0,01	0,00	0,02
1,19	0,02	0,00	0,01	0,03
2,47	0,18	0,03	0,02	0,08

$c\mathrm{K}^{+}$ (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
2,0	0,05	0,04	0,02	0,11
4,0	0,09	0,04	0,03	0,11
8,0	0,22	0,07	0,04	0,16

$c\mathrm{Na}^{+}$ (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
120	-2,16	0,45	0,41	1,33
140	-0,18	0,40	0,38	1,17
180	-0,28	0,59	0,33	1,83

$c\mathrm{Cl}^{-}$ (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
85	0,34	0,49	0,52	2,49
105	-0,48	0,47	0,60	1,91
140	0,10	0,88	0,87	2,85

Hct (%)	Biais	S_0	S_D	S_X
10	0,04	0,43	0,31	1,27
25	0,31	0,44	0,43	1,54
40	0,31	0,63	0,50	1,96
60	-0,21	0,62	0,69	2,33
75	-0,25	0,74	0,56	2,55

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

Résultats de *c*Glu

La répétabilité et la reproductibilité S_0 et S_x sont indiquées par le coefficient de variation de variation de la *c*Glu dans les tableaux suivants :

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour le glucose par rapport à un ABL715

***c*Glu (mmol/L)**	**Biais**	**Répétabilité (CV_0%)**	**Reproductibilité (CV_0%)**	**N**
5,3	-0,11	1,3%	6,0%	75
15,3	0,10	1,0%	5,1%	75
31,6	0,81	1,0%	5,6%	75
42,3	-0,83	1,0%	8,0%	75

Résultats des essais de fonctionnement de la méthode de référence primaire pour le glucose

***c*Glu (mmol/L)**	**Biais**	**Répétabilité (CV_0%)**	**Reproductibilité (CV_0%)**	**N**
2,07	0,27	2,3%	4,9%	75
6,40	0,03	1,7%	3,6%	75
15,74	-0,20	1,3%	3,3%	75
24,86	-1,51	1,0%	2,7%	75
40,00	-0,83	0,8%	2,9%	75

Résultats des essais de fonctionnement NIST 965a pour le glucose

***c*Glu (mmol/L)**	**Biais**	**Répétabilité (CV_0%)**	**Reproductibilité (CV_0%)**	**N**
1,918 ± 0,020	0,12	3,0%	4,3%	15
4,357 ± 0,048	-0,07	1,5%	4,1%	15
6,777 ± 0,073	-0,48	1,4%	2,6%	15
16,240 ± 0,19	-0,7	1,5%	3,3%	15

Nota : Les essais sur NIST SRM 965a ont été effectués pendant une journée. Quatre niveaux, présentant différentes concentrations de glucose, ont été testés. Chaque niveau a été mesuré trois fois de suite sur cinq analyseurs ABL80 FLEX.

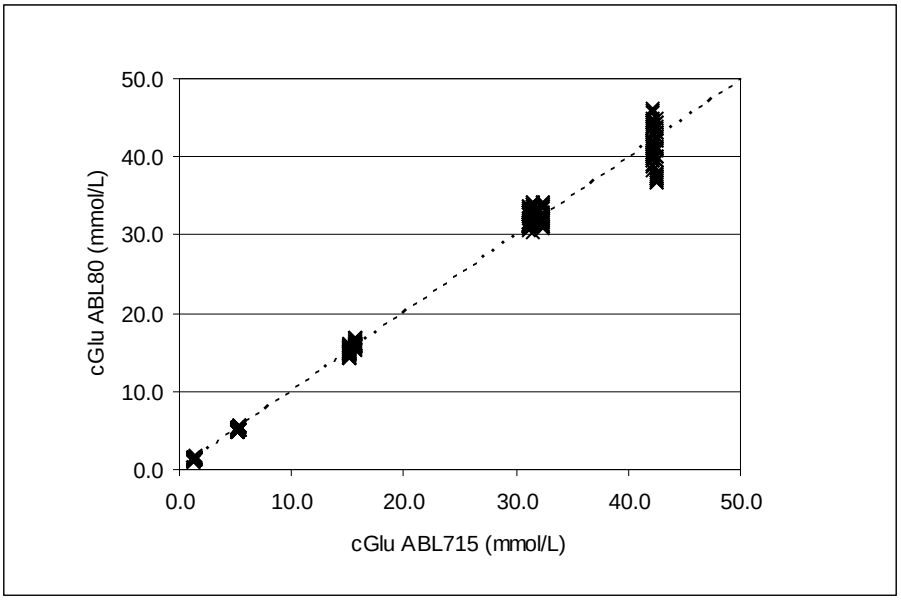
Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

Linéarité de *c*Glu

La linéarité du capteur de glucose a été évaluée en recourant à des échantillons de sang total préparés avec cinq niveaux de glucose. Les échantillons ont été testés sur deux analyseurs ABL715 et cinq ABL80 FLEX. La réponse linéaire du capteur de glucose de l'ABL80 FLEX a été étudiée par la réalisation de mesures sur les cinq niveaux de glucose sanguins sur une période de trois jours. Cinq mesures ont été effectuées sur chaque niveau, chaque jour. 450 mesures ont ainsi été effectuées.

Le graphique de régression des résultats de *c*Glu pour l'analyseur de référence ABL715 et pour l'analyseur ABL80 FLEX met en évidence une relation linéaire.



Linéarité *c*Glu contra pO_2

La linéarité du capteur de glucose dépend de la pression partielle en oxygène de l'échantillon. Cette dépendance est due à la réaction du glucose et de l'oxygène par l'enzyme glucose oxydase. Des niveaux faibles de pO_2 peuvent influer sur la linéarité du capteur de glucose. Le tableau suivant indique la linéarité du glucose en fonction de la pO_2.

Linéarité *c*Glu contra pO_2	
pO_2 (mmHg)	*c*Glu (mmol/L)
20 – 40	0 – 10
40 – 90	0 – 25
≥ 90	0 – 40

Suite à la page suivante

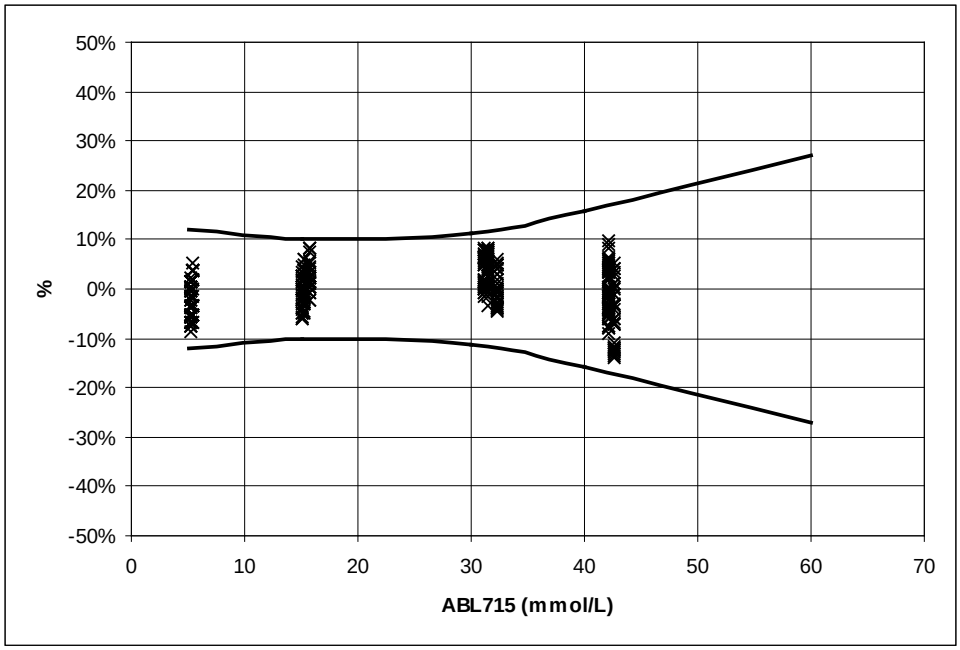
Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

cGlu – variation totale

La variation totale du capteur de glucose a été testée en recourant à des échantillons de sang total préparés avec cinq niveaux de glucose. Les échantillons ont été testés sur deux analyseurs ABL715 et cinq analyseurs ABL80 FLEX.

Le pourcentage de biais par rapport aux analyseurs de référence est indiqué ci-dessous. Les limites de ce graphique représentent la variation totale telle qu'elle est déterminée par la comparaison des mesures du glucose des ABL80 FLEX et des ABL715. La variation totale est indiquée sur l'axe des ordonnées (y).

Variation totale (%) = ±2 * reproductibilité (pourcentage du niveau de test)



Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

Configuration BASIC

Les résultats des essais de fonctionnement sont présentés pour chacun des paramètres mesurés par l'ABL80 FLEX en configuration BASIC.

Les essais ont été réalisés en utilisant des échantillons en seringue de 70 µL.

Pour une définition des termes employés, voir *Définition des termes*..

NOTA :

Les solutions utilisées lors des essais de fonctionnement sont celles recommandées par Radiometer Il n'est pas possible de vérifier les performances en recourant à d'autres solutions.

Les essais de fonctionnement ont été réalisés dans des conditions telles que les analyseurs n'ont pas été influencés par des champs magnétiques.

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour pH/gaz du sang – configuration BASIC

pH	Bias	S_0	S_D	S_X
7,0	0,007	0,004	0,002	0,009
7,4	0,000	0,004	0,002	0,009
7,7	-0,017	0,006	0,004	0,013

pCO_2 (mmHg)	Bias	S_0	S_D	S_X
14	-0,52	0,39	0,30	0,84
42	0,68	0,39	0,24	0,92
49	0,91	0,50	0,18	1,10
70	1,68	0,81	0,40	1,62
126	4,36	1,37	1,95	4,04

pO_2 (mmHg)	Bias	S_0	S_D	S_X
14	-0,07	0,68	0,51	1,33
42	-0,58	0,56	0,35	1,29
84	0,06	1,09	0,50	2,52
210	1,49	2,26	1,37	5,11
420	-0,66	9,19	5,60	18,39

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX, *suite*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour les électrolytes et l'hématocrite – configuration BASIC

cCa^{2+} (mmol/L)	Bias	S_0	S_D	S_X
0,50	0,02	0,01	0,01	0,02
1,25	-0,01	0,01	0,00	0,02
2,50	-0,09	0,01	0,03	0,06

cK^{+} (mmol/L)	Bias	S_0	S_D	S_X
2,0	0,09	0,06	0,04	0,11
4,0	0,00	0,03	0,03	0,10
8,0	0,09	0,06	0,03	0,14

cNa^{+} (mmol/L)	Bias	S_0	S_D	S_X
120	1,15	0,48	0,29	1,71
140	0,29	0,40	0,25	1,58
180	1,05	0,56	0,72	2,19

cCl^{-} (mmol/L)	Bias	S_0	S_D	S_X
91	-1,78	0,65	0,43	2,20
104	0,26	0,66	0,28	1,75
147	1,49	0,84	0,72	3,09

Hct (vol%)	Bias	S_0	S_D	S_X
10	0,92	0,20	0,39	0,68
25	0,40	0,34	0,35	0,71
40	0,25	0,43	0,35	1,01
60	-1,00	0,38	0,36	1,24
75	-0,45	0,44	0,61	1,48

Conditions des essais de fonctionnement – analyseur ABL80 FLEX CO-OX

Introduction

Les essais de fonctionnement sur les analyseurs ABL80 FLEX CO-OX ont été effectués dans les conditions indiquées ci-dessous.

Appareils

Cinq ABL80 FLEX CO-OX avec tous les paramètres activés.

Echantillons sanguins

Les échantillons de sang utilisés pour les essais sont des échantillons sanguins héparinés provenant de donneurs volontaires en bonne santé.

Le sang a été préparé de façon à obtenir les différents niveaux de concentration pour chacun des paramètres mesurés.

Fréquence des essais pour les mesures de sang

Les mesures de chaque paramètre sont effectuées sur tous les analyseurs, à raison de 5 mesures sur chaque échantillon pour chaque passage, pendant 3 jours.

Les mesures sont effectuées par des opérateurs différents.

On utilise le plan de calibration par défaut de Radiometer.

Echantillons de CQ

QUALICHECK5+ est mesuré chaque jour.

Conditions expérimentales

Les conditions suivantes sont maintenues pendant toute la durée des essais :

- Température ambiante 22 - 25 ^{o}C
- Humidité relative 30 - 50 %
- Teneur moyenne en CO_2 de l'air atmosphérique
- Teneur barométrique 755 mmHg

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX

Introduction

Les résultats des essais de fonctionnement sont présentés pour chacun des paramètres mesurés par l'ABL80 FLEX CO-OX.

Les essais ont été réalisés en utilisant des échantillons en seringue de 105 µL.

Pour une définition des termes employés, voir *Définition des termes.*

NOTA :

Les solutions utilisées lors des essais de fonctionnement sont celles recommandées par Radiometer Il n'est pas possible de vérifier les performances en recourant à d'autres solutions.

Les essais de fonctionnement ont été réalisés dans des conditions telles que les analyseurs n'ont pas été influencés par des champs magnétiques.

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour pH/Gaz du sang

pH	Biais	S_0	S_D	S_X
7,0	0,008	0,004	0,002	0,017
7,4	0,003	0,004	0,003	0,010
7,7	0,006	0,005	0,004	0,018

pCO_2 (mmHg)	Biais	S_0	S_D	S_X
14	0,38	0,49	0,59	1,26
42	1,31	0,53	0,50	1,50
49	1,14	0,61	0,46	1,51
70	-0,48	0,75	0,46	2,02
126	-6,37	1,06	1,11	3,81

pO_2 (mmHg)	Biais	S_0	S_D	S_X
14	-0,40	0,52	0,69	1,11
42	-0,65	0,59	0,85	1,42
84	-1,30	0,90	0,68	1,80
210	1,30	2,30	1,38	5,54
420	3,66	9,07	13,34	22,06

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour les électrolytes et le glucose

cCa^{2+} (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
0,50	-0,03	0,01	0,01	0,02
1,25	-0,03	0,01	0,00	0,02
2,50	0,01	0,01	0,03	0,08

cK^{+} (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
2,0	-0,01	0,04	0,01	0,11
4,0	-0,01	0,03	0,02	0,11
8,0	-0,05	0,03	0,04	0,13

cNa^{+} (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
120	0,57	0,31	0,16	1,26
140	-0,48	0,39	0,11	1,25
180	-0,04	0,48	0,36	1,64

cCl^{-} (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
91	-0,56	0,89	0,61	2,30
104	-0,06	0,61	0,34	2,19
147	0,31	0,55	0,30	2,30

Glu (mmol/L)	Biais	S_0	S_D	S_X
1,0	-0,21	0,11	0,09	0,21
5,0	-0,09	0,11	0,17	0,30
15,0	0,40	0,31	0,19	0,77
25,0	0,49	0,34	0,56	1,74
40,0	-0,37	0,61	1,40	3,52

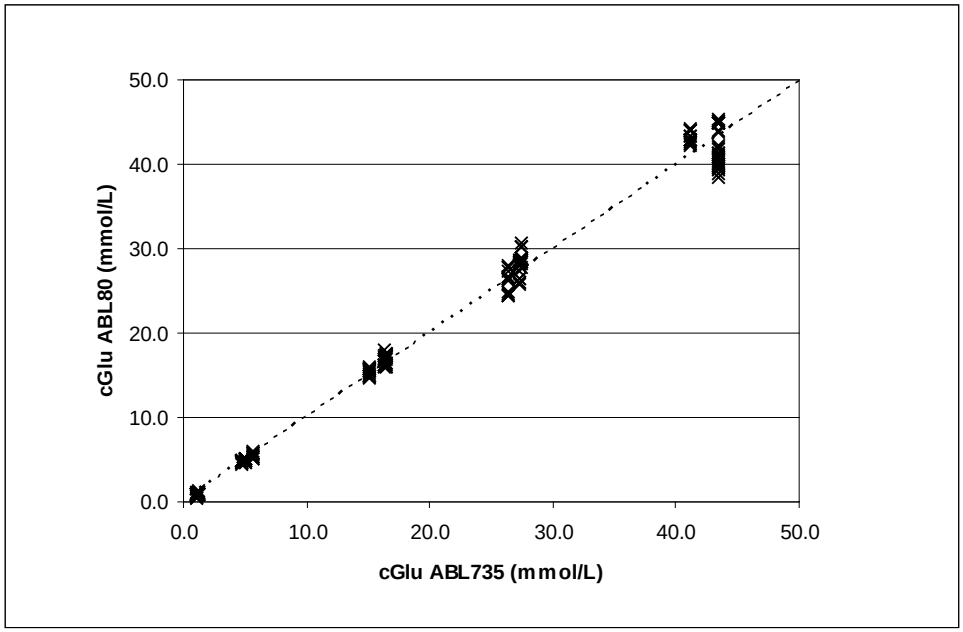
Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Linéarité de *c*Glu

La linéarité du capteur de glucose a été évaluée en recourant à des échantillons de sang total préparés avec cinq niveaux de glucose. Les échantillons ont été testés sur deux analyseurs ABL735 et cinq ABL80 FLEX CO-OX. La réponse linéaire du capteur de glucose de l'ABL80 FLEX CO-OX a été étudiée par la réalisation de mesures sur les cinq niveaux de glucose sanguins sur une période de trois jours. Cinq mesures ont été effectuées sur chaque niveau, chaque jour. 224 mesures ont ainsi été effectuées.

Le graphique de régression des résultats de *c*Glu pour l'analyseur de référence ABL735 et pour l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX met en évidence une relation linéaire.



Linéarité *c*Glu contra pO_2

La linéarité du capteur de glucose dépend de la pression partielle en oxygène de l'échantillon. Cette dépendance est due à la réaction du glucose et de l'oxygène par l'enzyme glucose oxydase. Des niveaux faibles de pO_2 peuvent influer sur la linéarité du capteur de glucose. Le tableau suivant indique la linéarité du glucose en fonction de la pO_2.

Linéarité *c*Glu contra pO_2	
pO_2 (mmHg)	*c*Glu (mmol/L)
20 – 40	0 – 10
40 – 90	0 – 25
≥ 90	0 – 40

Suite à la page suivante

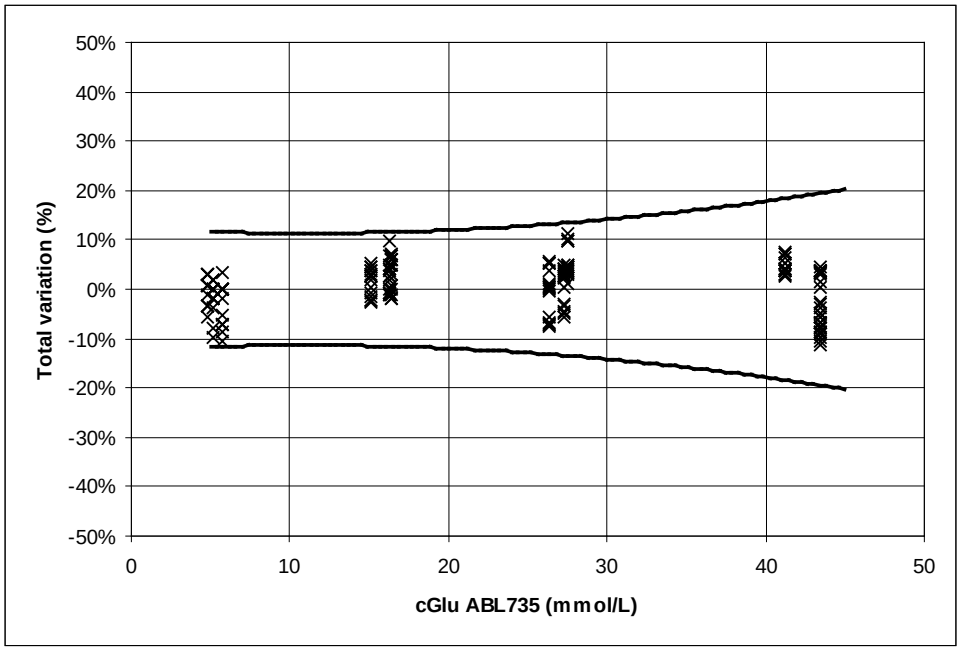
Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

c*Glu – variation totale

La variation totale du capteur de glucose a été testée en recourant à des échantillons de sang total préparés avec cinq niveaux de glucose. Les échantillons ont été testés sur deux analyseurs de référence ABL735 et cinq ABL80 FLEX CO-OX.

Le pourcentage de biais par rapport aux analyseurs de référence est indiqué ci-dessous. Les limites de ce graphique représentent la variation totale telle qu'elle est déterminée par la comparaison des mesures du glucose des ABL80 FLEX CO-OX et des ABL735. La variation totale est indiquée sur l'axe des ordonnées (y).

Variation totale (%) = ±2 * reproductibilité (pourcentage du niveau de test)



Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

NOTA : Les échantillons utilisés pour déterminer les résultats de fonctionnement de ctHb, sO_2, FO_2Hb et FHHb contenaient des niveaux normaux de dyshémoglobine.

NOTA : Les échantillons utilisés pour déterminer les résultats de fonctionnement de FCOHb et FMetHb ont été oxygénés.

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour l'oxymétrie, configuration CO-OX

***c*tHb (g/dL)**	***s*O$_2$**	**Biais**	**S$_0$**	**S$_D$**	**S$_X$**
7,0	100,0	0,03	0,07	0,05	0,17
15,0	100,0	0,09	0,15	0,11	0,29
25,0	100,0	0,42	0,37	0,12	0,51
15,0	0,0	0,16	0,12	0,07	0,26

***s*O$_2$**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S$_0$**	**S$_D$**	**S$_X$**
100,0	7,0	0,10	0,05	0,09	0,47
100,0	15,0	0,02	0,04	0,03	0,26
100,0	25,0	-0,11	0,31	0,12	0,53
0,0	15,0	-0,04	0,04	0,03	0,29

***F*O$_2$Hb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S$_0$**	**S$_D$**	**S$_X$**
100,0	7,0	-0,35	0,10	0,36	0,48
100,0	15,0	-0,25	0,06	0,21	0,35
100,0	25,0	0,01	0,07	0,15	0,50
0,0	15,0	0,07	0,04	0,03	0,21

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour l'oxymétrie, configuration CO-OX *(suite)*

***F*COHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
20,0	15,0	-0,14	0,05	0,05	0,54
0,0	15,0	0,02	0,04	0,04	0,47

***F*MetHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
20,0	15,0	-0,25	0,18	0,13	0,43
0,0	15,0	0,23	0,19	0,18	0,48

***F*HHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
0,0	15,0	-0,24	0,07	0,06	0,57
100,0	15,0	-0,42	0,11	0,12	0,29

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Seuil de détermination

Le seuil de détermination est défini par la plus petite quantité d'analyte pouvant être détectée avec fiabilité et pour laquelle l'erreur totale satisfait les exigences d'exactitude du laboratoire.

Le système optique du module d'oxymétrie est un spectrophotomètre ayant une sortie linéaire qui est fonction des concentrations de l'analyte spécifique. Pour certaines quantités mesurées, les sorties brutes de l'appareil à des niveaux bas peut résulter en des concentrations négatives, et à des niveaux élevés, à des concentrations supérieures à 100 %. Du fait que ces valeurs sont physiologiquement impossibles, l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX inclut une fonction pour supprimer les valeurs inférieures à zéro et supérieures à 100 %.

Voir le Manuel de l'opérateur, *Chapitre 9, Réglages / Rapports – Champs de données* pour des informations sur l'activation de cette fonction.

Conditions des essais

Une étude de seuils de détermination a été réalisée sur cinq analyseurs ABL80 FLEX CO-OX en utilisant la méthode décrite dans CLSI Doc. EP17. Les échantillons ont été préparés sur du sang humain, à des niveaux de test spécifiques. Un total de 75 échantillons ont été testés. Chaque échantillon a été mesurés sur deux analyseurs de référence ABL735. Le biais moyen entre la référence et l'estimation de précision (reproductibilité S_x) a été calculé à chaque niveau. Ces valeurs ont été combinées pour donner une estimation de l'erreur totale (ET) à chaque niveau, en utilisant l'équation suivante :

$ET = |Biais| + 2 \times S_x$

L'intervalle de confiance de 95 % indique la gamme dans laquelle un échantillon ayant une valeur vraie égale au seuil de détermination sera mesuré.

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Tableau de référence du seuil de détermination

Le tableau suivant donne les limites de détermination des paramètres de l'oxymétrie lorsque la suppression de valeurs (< 0,0% et >100,0%) n'est pas activée.

Seuil de détermination								
Paramètre	Unité	Niveau	Seuil Dét.	Biais	Reproductibilité	Intervalle de confiance 95 %		
					S_x	ET	Inf.	Sup.
*c*tHb	g/dL	7	x	0,09	0,17	0,43	6,75	7,43
sO_2	%	0	x	0,07	0,18	0,43	-0,29	0,43
		100		0,38	0,42	1,22	99,54	101,22
FO_2Hb	%	0	x	0,07	0,21	0,49	-0,35	0,49
		100		-0,25	0,35	0,45	99,05	100,45
*F*COHb	%	0	x	0,45	0,33	1,11	-0,21	1,11
*F*MetHb	%	0	x	-0,23	0,48	1,19	-0,73	1,19
*F*HHb	%	0	x	-0,24	0,57	0,90	-1,38	0,90
		100		-0,42	0,29	0,16	99,00	100,16
	= physiologiquement impossible							

Tableau de référence du seuil de détermination – suppression activée

Le tableau suivant donne les limites de détermination des paramètres de l'oxymétrie lorsque la suppression de valeurs (< 0,0% et >100,0%) est activée.

Seuils de détermination – suppression de valeurs activée								
Paramètre	Unité	Niveau	Seuil Dét.	Biais	Reproductibilité	Intervalle de confiance 95 %		
					S_x	ET	Inf.	Sup.
*c*tHb	g/dL	7	x	0,09	0,17	0,43	6,75	7,43
sO_2	%	0	x	0,07	0,18	0,43	0	0,43
		100		0,38	0,42	1,22	99,54	100
*F*O2Hb	%	0	x	0,07	0,21	0,49	0	0,49
		100		-0,25	0,35	0,45	99,05	100
*F*COHb	%	0	x	0,45	0,33	1,11	0	1,11
*F*MetHb	%	0	x	-0,23	0,48	0,73	0	0,73
FHHb	%	0	x	-0,24	0,57	0,90	0	0,90
		100		-0,42	0,29	0,16	99,00	100

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Introduction

Les résultats des essais de fonctionnement sont présentés pour chacun des paramètres mesurés par l'ABL80 FLEX CO-OX en configuration OSM..

Les essais ont été réalisés en utilisant des échantillons en seringue de 65 µL.

Pour une définition des termes employés, voir *Définition des termes*.

NOTA : *Les solutions utilisées lors des essais de fonctionnement sont celles recommandées par Radiometer. Il n'est pas possible de vérifier les performances en recourant à d'autres solutions.*

NOTA : *Les essais de fonctionnement ont été réalisés dans des conditions telles que les analyseurs n'ont pas été influencés par des champs magnétiques*

NOTA : *Les échantillons utilisés pour déterminer les résultats de fonctionnement de FCOHb et FMetHb ont été oxygénés.*

NOTA : *Les échantillons utilisés pour déterminer les résultats de fonctionnement de ctHb, sO_2, FO_2Hb et FHHb contiennent des niveaux normaux de dyshémoglobine*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour l'oxymétrie, configuration OSM

***c*tHb (g/dL)**	***s*O₂ (%)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
7,0	100,0	0,06	0,06	0,04	0,16
15,0	100,0	-0,12	0,11	0,05	0,30
25,0	100,0	-0,22	0,18	0,22	0,44
15,0	0,0	0,10	0,10	0,06	0,27

***s*O₂ (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
100,0	7,0	-0,07	0,07	0,30	0,41
100,0	15,0	-0,10	0,04	0,15	0,25
100,0	25,0	-0,01	0,04	0,08	0,27
0,0	15,0	-0,03	0,05	0,12	0,22

***F*O₂Hb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
100,0	7,0	-0,85	0,09	0,11	0,46
100,0	15,0	-0,80	0,05	0,07	0,45
100,0	25,0	-0,48	0,06	0,07	0,82
0,0	15,0	-0,03	0,04	0,11	0,25

Suite à la page suivante

Résultats des essais de fonctionnement de l'ABL80 FLEX CO-OX, *suite*

Résultats des essais de fonctionnement sur sang total pour l'oxymétrie, configuration OSM

(*suite*)

***F*COHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
20,0	15,0	-0,12	0,06	0,28	0,41
0,0	15,0	-0,11	0,06	0,24	0,35

***F*MetHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
20,0	15,0	0,30	0,07	0,36	0,59
0,0	15,0	0,83	0,06	0,40	0,64

***F*HHb (%)**	***c*tHb (g/dL)**	**Biais**	**S_0**	**S_D**	**S_X**
0,0	15,0	0,09	0,05	0,14	0,27
100,0	15,0	-0,66	0,06	0,23	0,53

Tests d'interférence

Introduction

Ce sujet présente les substances interférentes et les résultats des tests d’interférence réalisés sur toutes les versions des analyseurs ABL80 FLEX.

Protocole des tests d'interférence

Un test de spécificité analytique a été réalisé sur diverses substances présentant un potentiel d'interférence et rencontrées dans le contexte clinique selon le document CLSI EP7-P. D'autres échantillons, aqueux ou de sang total, ont été préparés avec des concentrations connues à des niveaux normaux. Les échantillons ont été divisés et surchargés, soit avec la substance interférente (test) soit avec une quantité équivalente de diluant sans substance interférente (contrôle). Pour chaque substance, trois échantillons de contrôle (C) et de test (T) ont été mesurés ainsi : C, C1, T1, C, C2, T2, C, C3, T3. La différence entre la moyenne de C1, C2 et C3 et T1, T2 et T3 a été calculée pour déterminer la quantité de substance interférente.

Suite à la page suivante

Tests d'interférence, *suite*

pH et gaz du sang

Les intralipides (solution à 20 %) à une concentration supérieure à 4 % (la teneur totale étant de 0,8 %) provoqueront des interférences sur les mesures du pH.

Electrolytes

Les capteurs d'électrolytes ont donné les résultats d'interférence suivants :

		Interférence sur…			
Substance	**Conc. de test**	***c*K$^+$ (mmol/L)**	***c*Na$^+$ (mmol/L)**	***c*Ca^{2+} (mmol/L)**	***c*Cl$^-$ (mmol/L)**
Limite de pertinence clinique		0,1	1	0,01	1
Li^+	4 mmol/L	0,0	0	**0,04**	
K^+	12 mmol/L		0	**0,01**	
Na^+	175 mmol/L	0,0		**0,10**	
NH_4^+	1 mmol/L	**0,1**	0		
Ca^{2+}	5 mmol/L		**3**		
Mg^{2+}	5 mmol/L	**0,1**	**3**	**0,17**	
Br^-	10 mmol/L				**27**
F^-	1 mmol/L				0
F^-	50 mmol/L				
I^-	3,0 mmol/L				**26**
ClO_4^-	1,5 mmol/L				**18**
HCO_3^-	40 mmol/L				**4**
Acide lactique	10 mmol/L				**-3**
Acide acétylsalicylique	3 mmol/L				**3**
Acide ascorbique	1 mmol/L				**-1**
Acide ascorbique	2 mmol/L				
Acétaminophène	2 mmol/L				
pH ≤ 7,2	7,2	0,0	0	**0,01**	**-1**
pH ≥ 7,6	7,6	0,0	0	**-0,01**	**2**
Héparine de benzalkonium	10 mg/dL	**0,6**	**20**	**0,39**	**-1**

Suite à la page suivante

Tests d'interférence, *suite*

Glucose

Le capteur de glucose a donné les résultats d'interférence suivants :

Substance	**Conc. de test (en mmol/L, sauf indication contraire)**	**Interférence sur la *c*Glu (niveau 5,0 mmol/L)***
Limite de pertinence clinique		0,35
Acide acétylsalicylique	1,68	<|0,1|
Chlorpromazine	0,05	<|0,1|
Dopamine	0,85	**Jusqu'à 2,28***
Ethanol	76	**Jusqu'à 0,22***
Acide salicylique	6,51	<|0,1|
Acétaminophène (ou paracétamol)	0,4	**Jusqu'à 0,33***
Créatinine	0,39	<|0,1|
Urée	0,19	<|0,1|
Acide lactique	6,66	<|0,1|
Héparine	8000 UI/dL	<|0,1|
Thiocyanate	7,11	**Interférence**
Fluorure	0,78	<|0,1|
Maltose	5**	<|0,1|
Galactose	3,3**	**Jusqu'à 0,41***
Glucosamine	2**	**Jusqu'à 0,50***
Xylose	1**	**Jusqu'à 0,21***
Icodextrine	5 g/L**	<|0,1|
Icodextrine	10 g/L**	<|0,1|
Icodextrine	20 g/L**	**Jusqu'à 0,20***

* Basé sur la limite supérieure de l'intervalle de confiance de 95 %

** Interférences déterminées à *c*Glu = 0,0 mmol/L

Suite à la page suivante

Tests d'interférence, *suite*

Glucose (*suite)*

Substance	**Conc. de test (en mmol/L, sauf indication contraire)**	**Interférence sur la *c*Glu (niveau 5,0 mmol/L)***
Iodure de pralidoxime	12 µg/mL	<|0.1|
Iodure de pralidoxime	125 µg/mL	Jusqu'à 0,30*
Iodure de pralidoxime	250 µg/mL	Jusqu'à 0,71*
Iodure de pralidoxime	500 µg/mL	Jusqu'à 2,01*
Iodure de pralidoxime	1000 µg/mL	Jusqu'à 4,98*
Iodure de pralidoxime	2000 µg/mL	Jusqu'à 11,8*
Acide ascorbique	2	Jusqu'à 0,26*
Acide urique	1,5	<|0,1|

* Basé sur la limite supérieure de l'intervalle de confiance de 95 %

Suite à la page suivante

Tests d'interférence, *suite*

Oxymétrie : Les résultats d'interférences pour tous les paramètres d'oxymétrie enregistrés sont donnés dans le tableau suivant.

Substance	**Niveau**	***c*tHb g/dL**	***s*O_2 %**	***F*O_2Hb %**	***F*COHb %**	***F*MetHb %**	***F*HHb %**
Limite de pertinence clinique		**>|0,5|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**
pH	6,85	<|0,5|	**-1,1**	**-2,5**	<|1,0|	**1,4**	**1,1**
	7,15	<|0,5|	<|1,0|	-1,0	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
	8,00	<|0,5|	<|1,0|	**-1,1**	<|1,0|	**1,3**	<|1,0|
Fluorescéine	250 mg/L	**1,3**	**-3,2**	**-9,5**	**-4,1**	**10,7**	**2,9**
Bêta-carotène	3,7 µmol/L	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
Bleu patenté V	10 mg/L	<|0,5|	<|1,0|	**1,5**	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
Bleu de méthylène	10 mg/L	<|0,5|	<|1,0|	**3,7**	<|1,0|	**-3,2**	<|1,0|
	30 mg/L	**-1,6**	**2,7**	**13,7**	<|1,0|	**-11,2**	**-2,8**
	60 mg/L	**-3,0**	**4,2**	**27,8**	**-1,2**	**-21,5**	**-5,1**
Vert indocyanine	7 mg/L	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
	30 mg/L	<|0,5|	<|1,0|	**1,6**	<|1,0|	**-1,2**	<|1,0|
Bleu Evans	5 mg/L	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
Intralipide	2%	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
	5%	<|0,5|	<|1,0|	**-1,4**	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
HiCN	30%	**1,74**	**-13,9**	**-40,1**	**6,6**	**23,8**	**9,7**
SHb	20%	**-2,1**	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
	50%	**-4,5**	**1,7**	**-5,7**	<|1,0|	**7,3**	**-1,6**
Bilirubine (non conjuguée)	342 µmol/L	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|
Bilirubine (conjuguée)	342 µmol/L	<|0,5|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|

Suite à la page suivante

Tests d'interférence, *suite*

Hémoglobine fœtale

Les résultats d'interférence pour les échantillons contenant de l'hémoglobine fœtale (HbF) sont donnés dans le tableau suivant.

NOTA : Lorsque la fonction de correction de l'hémoglobine fœtale est activée, il n'y a pas d'interférence de HbF.

Substance	**Niveau**	***c*tHb g/dL**	***s*O$_2$ %**	***F*O$_2$Hb %**	***F*COHb %**	***F*MetHb %**	***F*HHb %**
Limite de pertinence clinique		**>|0,5|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**	**>|1,0|**
*F*HbF	80%	<|0,5|	**4,4**	**1,4**	**2,1**	<|1,0|	**-4,1**
	20%	<|0,5|	**1,1**	<|1,0|	<|1,0|	<|1,0|	-1,0
Hydroxo-cobalamine (vitamine B12 synthétique)	0,2 g/L	<|0,5|	<|1,0|	**-2,33**	<|1,0|	**1,83**	<|1,0|
	0,4 g/L	**0,52**	<|1,0|	**-4,00**	<|1,0|	**3,37**	<|1,0|
	0,8 g/L	**1,07**	<|1,0|	**-7,40**	**1,02**	**5,87**	<|1,0|
	2 g/L	**2,37**	<|1,0|	**-15,85**	**2,48**	**12,73**	<|1,0|
Cyano-cobalamine (vitamine B12 synthétique)	0,2 g/L	<|0,5|	<|1,0|	**-2,23**	<|1,0|	**1,35**	<|1,0|
	0,4 g/L	**0,69**	**-1,27**	**-5,23**	<|1,0|	**3,18**	**1,17**
	0,8 g/L	**1,15**	**-2,02**	**-8,68**	**1,53**	**5,33**	**1,82**
	2 g/L	**2,29**	**-4,12**	**-16,23**	**2,85**	**9,87**	**3,52**

* Pour une *c*tHb de 15 g/dL

7. Paramètres

Introduction

Ce chapitre définit tous les paramètres mesurés, introduits et dérivés disponibles sur les analyseurs de la série ABL80 FLEX (toutes versions). Il fournit les symboles, les unités et les gammes de référence suggérées pour chacun des paramètres, ainsi que les équations utilisées pour dériver les paramètres.

Contenu

Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Définitions et symboles 7-2

Informations générales 7-3

Paramètres acido-basiques 7-5

Paramètres de l'oxygène 7-7

Paramètres de l'oxymétrie 7-10

Paramètres des électrolytes et métabolites 7-11

Unités et gammes 7-12

Introduction 7-13

Paramètres mesurés 7-14

Paramètres introduits 7-16

Paramètres dérivés 7-17

Equations 7-21

Informations générales 7-22

Liste des équations 7-23

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO) 7-36

Conversion des unités 7-41

Valeurs par défaut 7-43

Références 7-44

Définitions et symboles

Introduction Cette partie répartit les paramètres de la série ABL80 FLEX en groupes, selon leur type, en indiquant le symbole et en donnant une définition de chaque paramètre.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Informations générales 7-3
Paramètres acido-basiques 7-5
Paramètres de l'oxygène 7-7
Paramètres des électrolytes et métabolites 7-11

Informations générales

Analyse du pH et des gaz du sang

L'analyse traditionnelle du pH et des gaz du sang établit le bilan acido-basique du sang en mesurant le pH, la pCO_2 et occasionnellement la $ctHb$, et donne des informations partielles concernant le bilan d'oxygénation du sang en mesurant la pO_2.

Analyse des électrolytes

L'analyse des électrolytes établit le bilan électrolytique du patient en mesurant les concentrations en ions K^+, Na^+, Ca^{2+} et Cl^- du plasma à l'aide d'électrodes sélectives.

Analyse des métabolites

L'analyse des métabolites consiste en la mesure de la concentration en glucose du patient par une électrode enzymatique

La Vision Globale

Développé par Radiometer [1], ce concept élargit l'analyse traditionnelle du pH et des gaz du sang en évaluant la capacité du sang artériel à transporter suffisamment d'oxygène vers les tissus et à le libérer. On simplifie l'interprétation en divisant le processus en étapes :

Elément	Fonction
Captation d'oxygène	La captation d'oxygène dans les poumons indique si les échanges gazeux pulmonaires sont suffisants pour oxygéner le sang artériel. La captation d'oxygène dans les poumons est exprimée par une série de paramètres, dont la pression de l'oxygène artériel (pO_2(a)), la fraction d'O_2 dans l'air sec inspiré (FO_2(I)) et la différence de pression d'oxygène de l'air alvéolaire et du sang artériel (pO_2(A-a)).
Transport de l'oxygène	Le transport de l'oxygène exprime si le sang artériel contient suffisamment d'oxygène. La concentration totale en oxygène du sang artériel (ctO_2(a)), ou teneur en oxygène, est déterminée par la concentration de l'hémoglobine totale ($ctHb$(a)), la faction d'oxyhémoglobine (FO_2Hb(a)), et la pression partielle d'oxygène artériel pO_2(a).
Libération de l'oxygène	La libération de l'oxygène exprime l'aptitude du sang artériel à libérer l'oxygène vers les tissus. La libération de l'oxygène à partir des capillaires vers les cellules des tissus est déterminée par le gradient de pression de l'oxygène entre les deux. La libération est également déterminée par l'affinité hémoglobine - oxygène, mesurée par la pression partielle pour une saturation de 50 %, $p50$.

Suite à la page suivante

Informations générales, *suite*

Définitions

La définition de chaque paramètre est donnée dans les tableaux des pages suivantes.

Symboles

Les symboles des paramètres se basent sur les principes décrits par Wandrup [2]. Lorsque les symboles de température ne sont pas définis, on suppose une température de 37 °C.
Chaque symbole comprend trois parties, décrites dans l'exemple ci-dessous :

EXEMPLE :

pO_2(a) — pression partielle de l'oxygène dans le sang artériel

Elément	Description	Exemples
p	Quantité – Un symbole en italique décrivant la quantité	*p* pour pression *c* pour concentration *F* pour fraction *V* pour volume
O_2	Elément – Une abréviation du nom de l'élément	O_2 pour oxygène CO_2 pour gaz carbonique
(a)	Système – Spécification du système	B pour sang P pour plasma a pour sang artériel $\bar{v}$ pour sang veineux mêlé A pour air alvéolaire *T* pour température du patient

Paramètres acido-basiques

Introduction

La liste ci-dessous répertorie les symboles et les définitions de tous les paramètres acido-basiques mesurés, dérivés ou utilisés par l'analyseur.

Dans la colonne intitulée **Type**, les symboles suivants sont utilisés :

- ms pour les paramètres mesurés
- dv pour les paramètres dérivés
- in pour les paramètres introduits

La colonne intitulée **Eq.** indique le numéro de l'équation utilisée pour dériver le paramètre. Voir *Liste des équations* dans ce chapitre.

Tableau des paramètres acido-basiques

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres acido-basiques :

Symbole	Définition	Type	Eq.
Baro	Pression barométrique ambiante (*p*(amb)).	in	
pH	Indique l'acidité ou l'alcalinité de l'échantillon.	ms	
pH(*T*)	pH du sang à la température du patient.	dv	1
pCO_2	Pression partielle (ou tension) en dioxyde de carbone dans le sang. Les valeurs élevées et basses de la pCO_2 du sang artériel indiquent respectivement l'hypercapnie et l'hypocapnie du sang.	ms	
$pCO_2(T)$	Pression partielle (or tension) en dioxyde de carbone à la température du patient.	dv	2
$cHCO_3^-$(P)	Concentration en carbonate d'hydrogène dans le plasma (appelée aussi bicarbonate réel).	dv	3
*c*Base(B) ou ABE	Excès de base réel, la concentration de base titrable lorsque le sang est titré avec une base ou un acide fort jusqu'à un pH du plasma de 7, 40, à une pCO_2 de 5,33 kPa (40 mmHg) et à 37 °C, à la saturation réelle en l'oxygène [4,5]. Les valeurs positives (excès de base) indiquent un déficit relatif d'acides non-carboniques. Les valeurs négatives (déficit de base) indiquent un excès relatif d'acides non-carboniques.	dv	4

Suite à la page suivante

Paramètres acido-basiques, *suite*

Tableau des paramètres acido-basiques *(suite)*

Symbole	Définition	Type	Eq.
*c*Base (B,ox)	*c*Base(B) du sang entièrement oxygéné.	dv	5
*c*Base(Ecf) or SBE	Excès de base standard, une expression *in vivo* de l'excès de base [5, 6]. Il renvoie à un modèle du fluide interstitiel (une part de sang diluée dans deux parts de son propre plasma). Il est calculé en employant une valeur standard de la concentration en hémoglobine du fluide interstitiel total.	dv	6
*c*Base (Ecf,ox)	*c*Base(Ecf) du sang entièrement oxygéné.	dv	7
cHCO_3^-(P,st)	Bicarbonate standard, la concentration en carbonate d'hydrogène dans le plasma d'un sang équilibré par un mélange gazeux dont la *p*CO_2 = 40 mmHg (5,33 kPa) et la *p*O_2 ≥ 100 mmHg (13,33 kPa) à 37 °C [4,5].	dv	8
*c*tCO_2(B)	Concentration de dioxyde de carbone total dans le sang total (appelée aussi teneur en CO_2). Calculée en se basant sur les concentrations totales de CO_2 des deux phases : plasma et liquide érythrocytaire [5].	dv	9
*c*tCO_2(P)	Concentration du gaz carbonique total dans le plasma	dv	10

Paramètres de l'oxygène

Introduction

La liste ci-dessous répertorie les symboles et les définitions de tous les paramètres de l'oxygène, dérivés ou utilisés par l'analyseur.

Dans la colonne intitulée **Type**, les symboles suivants sont utilisés :

- ms pour les paramètres mesurés
- dv pour les paramètres dérivés
- in pour les paramètres introduits
- Analyseur ABL80 FLEX CO-OX uniquement :

La colonne intitulée **Eq.** indique le numéro de l'équation utilisée pour dériver le paramètre. Voir *Liste des équations* dans ce chapitre.

Tableau des paramètres de l'oxygène

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres de l'oxymétrie :

Symbole	Définition	Type	Eq.
pO_2	Pression partielle (ou tension) en oxygène dans le sang. Les valeurs élevées et basses de la pO_2 du sang artériel indiquent respectivement une hyperoxie et une hypoxie du sang..	ms	
$pO_2(T)$	Pression partielle (ou tension) en oxygène à la température du patient.	dv	11, 12
pO_2(A)	Pression partielle (ou tension) en oxygène de l'air alvéolaire.	dv	13
pO_2(A-a)	Différence de pression partielle (ou tension) en oxygène de l'air alvéolaire et du sang artériel. Elle indique l'efficacité du processus d'oxygénation dans les poumons.	dv	14
pO_2(a/A)	Rapport entre la pression partielle (ou tension) en oxygène du sang artériel et de l'air alvéolaire. Elle indique l'efficacité du processus d'oxygénation dans les poumons.	dv	15
ctO_2	Concentration totale en oxygène du sang. Egalement appelée teneur en O_2.	dv	16, 17, 18

Suite à la page suivante

Paramètres de l'oxygène, *suite*

Tableau des paramètres de l'oxygène *(suite)*

Symbole	Définition	Type	Eq.
FO_2(I)	Fraction d'oxygène dans l'air sec inspiré.	in	
Débit	Débit d'oxygène apporté au patient.	in	
RI	Indice respiratoire. Rapport entre la différence de pression partielle en oxygène de l'air alvéolaire et du sang artériel, et la pression partielle en oxygène du sang artériel.	dv	19
sO_2	Saturation en oxygène. (paramètre dérivé disponible uniquement sur l'ABL80 FLEX)	dv	20, 21
sO_2(m)	Saturation en oxygène mesurée par un CO-oxymètre.	in	
*c*tHb(m)	Concentration d'hémoglobine dans le sang mesurée par un CO-oxymètre.	in	
*c*tHb	Concentration d'hémoglobine dans le sang. (paramètre dérivé disponible uniquement sur l'ABL80 FLEX)	dv	22
*c*tHb(d)	Valeur par défaut de la concentration d'hémoglobine dans le sang.	in	
pO_2(a)/ FO_2(I)	Rapport de la pression partielle en oxygène du sang artériel et de la fraction d'oxygène de l'air sec inspiré.	dv*	28
*p*50	Pression partielle (ou tension) en oxygène pour une demi saturation du sang (50 %). Les valeurs élevées et basses indiquent respectivement l'affinité réduite et accrue de l'oxygène pour l'hémoglobine.	dv*	29
*p*50(st)	Pression partielle (ou tension) en oxygène pour une demi saturation du sang (50 %) aux conditions standard : Température = 37 °C pH = 7,40 pCO_2 =5,33 kPa *F*COHb, *F*MetHb, *F*HbF = 0 La *p*50(st) peut cependant varier en raison de variations de la concentration en 2,3-DPG ou de la présence d'hémoglobines anormales.	dv*	30

Suite à la page suivante

Paramètres de l'oxygène, *suite*

Tableau des paramètres de l'oxygène *(suite)*

Symbole	Définition	Type	Eq.
$pO_2(x)$	Pression partielle d'extraction de l'oxygène du sang artériel. Reflète les effets des changements de la $pO_2(a)$ artérielle, de la ctO_2, et de la $p50$ sur la capacité du sang artériel à libérer de l'O_2 aux tissus [8].	dv*	31
BO_2	Capacité en oxygène de l'hémoglobine. La concentration maximum d'oxygène lié à de l'hémoglobine dans le sang saturé, de façon que toute la désoxyhémoglobine soit transformée en oxyhémoglobine.	dv*	32
$\dot{D}O_2$	Oxygène fourni. C'est la quantité totale d'oxygène apportée à l'organisme par unité de temps.	dv*	33
$\dot{Q}_t$	Débit cardiaque ; le volume de sang fourni par le ventricule gauche à l'aorte par unité de temps. Souvent abrégé et symbolisé par CO ou C.O.	dv*/in	34
$\dot{V}O_2$	Consommation d'oxygène. Volume total d'oxygène utilisé dans l'organisme par unité de temps.	dv*/in	35
*FS*hunt	Shunt physiologique relatif ou shunt basé sur la concentration [5,8,9]. • Calculé à partir de l'équation du shunt pulmonaire : $$\frac{\dot{Q}_s}{\dot{Q}_t} = \frac{1}{1 + \frac{ctO_2(a-\bar{v})}{ctO_2(A) - ctO_2(a)}}$$ si du sang artériel et du sang veineux mêlé sont utilisés. • Peut être estimé à partir d'un échantillon artériel en supposant une différence constante entre les concentrations d'oxygène total dans le sang artériel et dans le sang veineux mêlé : $ctO_2(a-\bar{v}) = 2.3$ mmol / L (5.1 mL / dL)	dv*	36
Q_x	Facteur de compensation d'oxygène cardiaque du sang artériel. C'est le facteur selon lequel le débit cardiaque doit être augmenté pour permettre une libération de 2,3 mmol/L (5,1 mL/dL) d'oxygène pour une pO2 veineux-mêlé de 5,0 kPa (38 mmHg) [5,8].	dv*	37
V(B)	Volume de sang, calculé lorsque les valeurs de FCOHb et V(CO) sont introduites [5].	dv*	38

Paramètres de l'oxymétrie

Introduction

La liste ci-dessous répertorie les symboles et les définitions de tous les paramètres de l'oxymétrie, dérivés ou utilisés par l'analyseur.

Dans la colonne intitulée **Type**, les symboles suivants sont utilisés :

- ms pour les paramètres mesurés
- dv pour les paramètres dérivés

La colonne intitulée **Eq.** indique le numéro de l'équation utilisée pour dériver le paramètre. Voir *Liste des équations* dans ce chapitre.

Tableau des paramètres de l'oxymétrie

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres de l'oxymétrie :

Symbole	Définition	Type	Eq.
*c*tHb	Concentration d'hémoglobine totale du sang. L'hémoglobine totale inclut tous les types d'hémoglobine : désoxy-, oxy-, carboxy-, mét-	ms	
*F*HHb	Fraction de désoxyhémoglobine dans l'hémoglobine totale du sang. La désoxyhémoglobine est la portion d'hémoglobine totale qui peut lier l'oxygène et former de l'oxyhémoglobine. On l'appelle également l'hémoglobine réduite, RHb.	ms/dv	
FO_2Hb	Fraction d'oxyhémoglobine dans l'hémoglobine totale du sang.	ms/dv	
*F*COHb	Fraction de carboxyhémoglobine dans l'hémoglobine totale du sang.	ms	
*F*MetHb	Fraction de méthémoglobine dans l'hémoglobine totale du sang.	ms	
sO_2	Saturation en oxygène. C'est le rapport entre les concentrations d'oxyhémoglobine et l'hémoglobine moins les dyshémoglobines.	ms/dv	21
Hct	Hématocrite, le rapport entre le volume d'érythrocyte et le volume de sang total.	dv	23

Paramètres des électrolytes et métabolites

Introduction

La liste ci-dessous répertorie les symboles et les définitions de tous les paramètres des électrolytes et métabolites, dérivés ou utilisés par l'analyseur.

Dans la colonne intitulée **Type**, les symboles suivants sont utilisés :

- ms pour les paramètres mesurés
- dv pour les paramètres dérivés
- in pour les paramètres introduits

La colonne intitulée **Eq.** indique le numéro de l'équation utilisée pour dériver le paramètre. Voir *Liste des équations* dans ce chapitre.

Tableau des paramètres des électrolytes/métabolites

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres des électrolytes / métabolites :

Symbole	Définition	Type	Eq.
$c\mathrm{K}^+$	Concentration d'ions potassium dans le plasma.	ms	
$c\mathrm{Na}^+$	Concentration d'ions sodium dans le plasma.	ms	
$c\mathrm{Ca}^{2+}$	Concentration d'ions calcium dans le plasma.	ms	
$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (7,4)	Concentration d'ions calcium dans le plasma à pH 7,40.	dv	24
$c\mathrm{Cl}^-$	Concentration d'ions chlorure dans le plasma.	ms	
Trou anionique (K^+)	Différence de concentration entre les cations ($c\mathrm{Na}^+$ et $c\mathrm{K}^+$) et les anions mesurés ($c\mathrm{HCO}^-_3$ et $c\mathrm{Cl}^-$)	dv	25
Trou anionique	Différence de concentration entre $c\mathrm{Na}^+$ et $c\mathrm{Cl}^-$ + $c\mathrm{HCO}^-_3$	dv	26
*c*Glu	Concentration de glucose dans le plasma (non disponible sur l'ABL80 FLEX en configuration BASIC)	ms	
*m*Osm	Osmolalité du plasma (non disponible sur l'ABL80 FLEX en configuration BASIC, ni sur l'ABL80 FLEX CO-OX en configuration OSM)	dv	27

Unités et gammes

Introduction

Cette partie liste tous les paramètres par symbole et indique les unités de mesure pouvant être choisies et la gamme de mesure de chaque unité.

Les gammes de référence suggérées, telles qu'elles figurent dans la référence appropriée, sont également indiquées pour chaque paramètre.

Contenu

Cette partie aborde les sujets suivants :

Introduction 7-13

Paramètres mesurés 7-14

Paramètres introduits 7-16

Paramètres dérivés 7-17

Introduction

Symboles Les paramètres de la série ABL80 FLEX sont listés par leur symbole, et sont répartis en trois groupes : paramètres mesurés, paramètres introduits et paramètres dérivés.

Unités Les unités indiquées pour chaque paramètre réfèrent aux unités disponibles dans l'analyseur pour ce paramètre.

Gammes de mesure La gamme de mesure de chaque paramètre correspond à la gamme de valeurs que l'analyseur est capable d'enregistrer.

Gammes de référence "Les gammes de référence constituent des repères valables pour le clinicien, mais elles ne doivent pas être considérées comme des indicateurs absolus de santé ou de maladie. On utilisera prudemment les gammes de référence du fait que les valeurs propres aux individus "sains" chevauchent souvent considérablement les valeurs propres aux personnes atteintes de maladies. En outre, les valeurs de laboratoire peuvent varier sensiblement en raison des différences méthodologiques et des modes de standardisation" [10].

Les gammes de référence, indiquées dans cette section, proviennent pour la plupart de la Réf. Dans certains cas, les valeurs proviennent d'autres sources, lesquelles sont alors assorties d'un numéro de référence.

Lorsque cela est possible, les *gammes de référence* pour le sang artériel sont indiquées. Il convient d'utiliser prudemment ces gammes de référence, du fait qu'elles dépendent de facteurs comme le sexe, l'âge ou la condition physiologique.

Limites critiques Les limites critiques définies par l'utilisateur peuvent également être introduites dans le logiciel de l'analyseur. Voir le *Chapitre 9* du *Manuel de l'opérateur de l'ABL80 FLEX* : *Gammes*.

Paramètres mesurés

Tableau Le tableau suivant répertorie tous les paramètres mesurés disponibles sur tous les analyseurs ABL80 FLEX, indépendamment de la configuration.

Symbole	Unité	Gamme de mesure	Format numérique du résultat	Pour le sang artériel adulte à 37 °C Réf. 10, sauf indication contraire	
				Gamme de référence	**Sexe**
pH	–	6,00 – 8,00	x,xx	7,35 – 7,45	m, f
pCO_2	mmHg	0 – 150	xx	35 – 48 32 – 45	m f
	kPa	0,0 – 20,0	xx,x	4,67 – 6,40 4,27 – 6,00	m f
pO_2	mmHg kPa	0 – 760 0,0 – 101,3	xxx xxx,x	83 – 108 11,07 – 14,40	m, f m, f
cK^+	mmol/L meq/L	0,0 – 20,0	xx,x	3,4 – 4,5	m, f
cNa^+	mmol/L meq/L	0 – 210	xxx	135 – 146	m, f
cCa^{2+}	mmol/L	0,00 – 5,00	x,xx	1,15 – 1,29	m,f [12]
	meq/L	0,00 – 10,00	xx,xx	2,30 – 2,58	m, f
	mg/dL	0,00 – 20,00	xx,xx	4,61 – 5,17	m, f
cCl^-	mmol/L meq/L	0 – 250	xxx	98 – 106	m, f
*c*Glu	mmol/L mg/dL	0,0 – 75,0 0 – 1351	xx,x xxxx	3,89 – 5,83	m, f
Hct	%	0 – 85	xx	41 – 53 36 – 46	m [14] f [14]

Suite à la page suivante

Paramètres mesurés, *suite*

Tableau *(suite)* Le tableau suivant répertorie tous les paramètres mesurés disponibles sur l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Symbole	Unité	Gamme de mesure	Format numérique du résultat	Pour le sang artériel adulte à 37 °C Réf. 10, sauf indication contraire	
				Gamme de référence	**Sexe**
*c*tHb	g/dL	-1,0 – 27,7	xx,x	13,5 – 17,5	m
				12,0 – 16,0	f
	g/L	-10 – 277	xxx	135 – 175	m
				120 – 160	f
	mmol/L	-1,6 – 44,6	xx,x	8,4 – 10,9	m
				7,4 – 9,9	f
sO_2	%	-2,0 – 102,0	xxx,x	95,0 – 99,0	m,f [11]
	Fraction	-0,020 – 1,020	x,xxx	0,95 – 0,99	m,f [11]
FO_2Hb	%	-2,0 – 102,0	xxx,x	94,0 – 98,0	m,f
	Fraction	-0,020 – 1,020	x,xxx	0,940 – 0,980	m,f
*F*COHb	%	-2,0 – 102,0	xxx,x	0,5 – 1,5	m,f
	Fraction	-0,020 – 1,020	x,xxx	0,005 – 0,015	m,f
*F*MetHb	%	-2,0 – 102,0	xxx,x	0,0 – 1,5	m,f
	Fraction	-0,020 – 1,020	x,xxx	0,000 – 0,015	m,f
*F*HHb	%	-2,0 – 102,0	xxx,x	---	
	Fraction	-0,020 – 1,020	x,xxx	---	

Paramètres introduits

Définition

Les paramètres introduits sont les paramètres saisis par l'opérateur dans l'identification patient, ou transférés d'une base de données connectée.

Tableau – analyseurs ABL80 FLEX

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres introduits disponibles sur toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Symbole	Unité	Gamme des entrées
T	°C	12,0 – 45,0
	°F	54,0 – 113,0
$FO_2(I)$	%	0,0 – 100,0
*c*tHb(m)	g/dL	0,0 – 25,0
	g/L	0 – 250
	mmol/L	0,0 – 15,5
$sO_2(m)$	%	0,0 – 100,0
Baro	mmHg	0 – 800

Tableau – Analyseur ABL80 FLEX CO-OX uniquement

Le tableau suivant répertorie tous les paramètres introduits supplémentaires disponibles sur l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX.

Symbole	Unité	Gamme des entrées
$pO_2(\bar{v})$	mmHg	0 - 760
	kPa	0,0 – 103,3
$sO_2(\bar{v})$	%	0,0 – 100,0
	Fraction	0,000 – 1,000
$\dot{Q}_t$	L/min	0,0-1000,0
$\dot{V}O_2$	L/min	0-xxxx
	mmol/min	0,0-xxx,x
*V*CO	mL	0,0-1000,0
*F*COHb(1)	%	0,0-100,0
	Fraction	0,000 - 1,000
*F*COHb(2)	%	0,0-100,0
	Fraction	0,000 - 1,000

Paramètres dérivés

Définition

Les paramètres sont les paramètres calculés ou estimés à partir des données mesurées et introduites. Les calculs sont effectués selon les équations programmées dans l'analyseur. La précision des calculs dépend des paramètres introduits fournis à l'ordinateur de l'analyseur.

Paramètres calculés

Le paramètre dérivé ne figurera pas dans le dossier si le(s) paramètre(s) mesurés(s) ou introduit(s) correspondant(s) n’a (n’ont) *pas* été saisi(s) et si une valeur par défaut n'est pas disponible.

Tous les analyseurs ABL80 FLEX utiliseront de préférence une valeur mesurée avant une valeur introduite, une valeur introduite avant une valeur calculée, et une valeur introduite ou calculée avant une valeur par défaut.

Les analyseurs ABL80 FLEX CO-OX utiliseront de préférence une valeur mesurée avant une valeur mesurée avant une valeur par défaut lors du calcul des paramètres dérivés dépendant des résultats de CO-oxymétrie.

Voir plus loin : *Valeurs par défaut*.

Suite à la page suivante

Paramètres dérivés, *suite*

Paramètres acido-basiques

Le tableau suivant répertorie les paramètres acido-basiques dérivés.

Symbole	Unité	Gamme / Format	Paramètre introduit	Type d'échant.
pH(*T*)	–	6,00 – 8,00 / x,xx	*T*	
$pCO_2(T)$	mmHg kPa	0 – 150 / xxx 0,0 – 20,0 / xx,x	*T*	
$cHCO_3^-$(P)	mmol/L meq/L	0,0 – 99,0 / xx,x		
*c*Base(B)	mmol/L meq/L	±50,0 / xx,x	*c*tHb(m)	
*c*Base (B,ox)	mmol/L meq/L	±50,0 / xx,x	*c*tHb(m) sO_2(m)	
*c*Base(Ecf)	mmol/L meq/L	±30,0 / xx,x		
*c*Base (Ecf,ox)	mmol/L meq/L	±30,0 / xx,x		
$cHCO_3^-$(P,st)	mmol/L meq/L	0,0 – 99,0 / xx,x	*c*tHb(m) sO_2(m)	
$ctCO_2$(B)	mmol/L Vol %, mL/dL,	0.0 – 99,0 / xx,x 0,0 – 221,9 / xxx,x 0,0 – 221,9 / xxx,x	*c*tHb(m) sO_2(m)	
$ctCO_2$(P)	mmol/L Vol %, mL/dL,	0.0 – 99,0 / xx,x 0,0 – 221,9 / xxx,x 0,0 – 221,9 / xxx,x		

Suite à la page suivante

Paramètres dérivés, *suite*

Paramètres de l'oxygène

Le tableau suivant répertorie les paramètres dérivés de l'oxygène :

Symbole	Unité	Gamme / Format	Paramètre introduit	Type d'échant.
$pO_2(T)$	mmHg kPa	0 – 760 / xxx 0,0 – 101,3 / xxx,x	*T*	
pO_2(A)	mmHg kPa	0 – 800 / xxx 0,0 – 106,7 / xxx,x	FO_2(I) Baro	Artériel Capillaire
pO_2(A-a)	mmHg kPa	0 – 800 / xxx 0,0 – 106,7 / xxx,x	FO_2(I) Baro	Artériel Capillaire
pO_2(a/A)	Décimale	0,00 – 1,00 / x,xx	FO_2(I) Baro	Artériel Capillaire
pO_2/ FO_2(I)	Décimale	0,00 – 1,00 / x,xx	FO_2(I)	Artériel Capillaire
ctO_2	Vol % mL/dL mmol/L	0,0 – 45,0 / xx,x 0,0 – 100,9 / xxx,x 0,0 – 100,9 / xxx,x	*c*tHb(m)	
RI	%	0,0 – 35,0 / xx,x	FO_2(I) Baro	Artériel Capillaire
sO_2	%	0,0 – 100,0 / xxx,x		
*c*tHb	mmol/L g/dL g/L	0,6 – 17,4 / xx,x 1,0 – 28,0 / xx,x 10,0 – 280,0 / xxx,x		
pO_2(x)	mmHg kPa	0 – 760 / xxx 0,0 – 101,3 / xxx,x		Artériel Capillaire
BO_2	mmol/L Vol% mL/dL	0,0 – 100,0 / xxx,x 0,0 – 224,1 / xxx,x 0,0 – 224,1 / xxx,x		

Suite à la page suivante

Paramètres dérivés, *suite*

Paramètres de l'oxygène

(suite)

Symbole	Unité	Gamme / Format	Paramètre introduit	Type d'échant.
$\dot{D}O_2$	mL/min mmol/min	0 – 22414 / xxxxx 0,0 – 1000,0 / xxxx,x	$\dot{Q}_t$	Artériel Capillaire
$\dot{Q}_t$	L/min	0,0 – 100,0 / xxx,x	$\dot{V}O_2$	Artériel et Veineux
$\dot{V}O_2$	mL/min mmol/min	0 – 22414 / xxxxx 0,0 – 1000,0 / xxxx,x	$\dot{Q}_t$	Artériel et Veineux
*F*Shunt	% Fraction	0,0 – 100,0 / xxx,x 0,000 – 1,000 / x,xxx		Artériel et Veineux
Q_x	---	xx,x		
V(B)	L	0,0 – 20,0 / xx,x	*V*CO, *F*COHb(1), *F*COHb(2)	

Paramètres des électrolytes

Le tableau suivant répertorie les paramètres acido-basiques dérivés,

Symbole	Unité	Gamme / Format	Paramètre introduit	Type d'échant,
cCa^{2+} (7,4)	mmol/L meq/L, mg/dL,	0,20 – 8,10 / x,xx 0,40 – 16,20 0,80 – 32,40		
Trou anionique (K^+)	mmol/L meq/L	0,0 – 99,0 / xx,x		
Trou anionique	mmol/L meq/L	0,0 – 99,0 / xx,x		
*m*Osm	mmol/kg	0,0 – 495,0 / xxx,x		

Equations

Introduction Cette partie contient les équations utilisées pour tous les paramètres dérivés disponibles sur toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Contenu Cette partie aborde les sujets suivants :

Informations générales 7-22
Liste des équations 7-23
Conversion des unités 7-41
Valeurs par défaut 7-43

Informations générales

NOTA : *Si 'T' pour la température du patient n'est pas indiqué, le calcul est basé sur une température de 37,0 °C.*

Paramètres dérivés

Les paramètres dérivés sont calculés selon les équations indiquées.

Si une ou plusieurs valeurs par défaut a été utilisée, le résultat peut dévier sensiblement de la valeur réelle. La déviation des paramètres de l'état oxygène peut devenir considérable si l'on recourt à des valeurs par défaut plutôt qu'à des données mesurées de l'oxymétrie du sang.

Dans certains cas, la valeur par défaut n'est pas acceptée en tant qu'entrée pour le calcul. Cela est dû au fait que les valeurs réelles du paramètre manquant peuvent dévier considérablement de la valeur par défaut, rendant ainsi l'estimation inadaptée d'un point de vue clinique.

Type d'échant.

Sauf mention contraire, un paramètre est calculé ou estimé sans tenir compte du choix de l'écran **Analyse d'échantillon** : 'Artériel', 'Capillaire', 'Veineux' ou 'Autres fluides'. Toutefois, certains paramètres ne sont définis que pour les échantillons artériels ; ils ne seront donc calculés que pour les types d'échantillons "Artériel" ou "Capillaire".

Le symbole du système (sang (B) ou plasma (P)) n'est pas indiqué dans les équations, sauf si cela est important pour le calcul.

Symboles mathématiques

Les symboles suivants sont utilisés dans les équations :

$\log(x) = \log_{10}(x)$

$\ln(x) = \log_{e}(x)$

Liste des équations

Liste La liste suivante est une liste des équations des paramètres dérivés.

pH(*T*) **Eq. 1** [13]:

$pH(T) = pH - (0{,}0146 + 0{,}0065{,}0065 \times (pH - 7{,}40)) \times (T - -37)$

***p*CO$_2$(*T*)** **Eq. 2** [4]:

$pCO_2(T) = pCO_2 \times 10^{[0{,}021 \times (T-37)]}$ mmHg

***c*HCO$_3^-$(P)** **Eq. 3** [5]:

$cHCO_3^-(P) = 0{,}23 \times pCO_2 \times 10^{(pH - pK_p)}$ mmol/L

où :

$$pK_p = 6{,}125 - \log\left[1 + 10^{(pH - 8{,}7)}\right]$$

*p*CO$_2$ est exprimée en kPa

*c*HCO$_3^-$(P) inclut les ions carbonate d'hydrogène, carbonate et carbamate du plasma.

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

cBase(B) **Eq. 4** [4,14]:

$$c\text{Base(B)} = 0{,}5 \text{ x} \left(\frac{8a' - 0{,}919}{a'} \right) + 0{,}5x \sqrt{\left(\frac{0{,}919 - 8a'}{a'} \right)^2 - 4x \frac{24{,}47 - c\text{HCO}_3^-(5{,}33)}{a'}}$$

mmol/L

où :

$p\text{CO}_2$ est exprimée en kPa

*c*tHb est exprimée en mmol/L

Eq.	Description
4.1	$a' = 4{,}04 \text{ x } 10^{-3} + 4{,}25 \text{ x } 10^{-4}$ *c*tHb
4.2	$c\text{HCO}_3^-(5{,}33) = 0{,}23 \text{ x } 5{,}33 \text{ x } 10 \left[\frac{(\text{pH(st)} - 6{,}161)}{0{,}9524} \right]$
4.3	$\text{pH(st)} = \text{pH} + \log \left(\frac{5{,}33}{p\text{CO}_2} \right) \text{x} \left(\frac{\text{pH(Hb)} - \text{pH}}{\log p\text{CO}_2\text{(Hb)} - \log(7{,}5006\, p\text{CO}_2)} \right)$
4.4	$\text{pH(Hb)} = 4{,}06 \text{ x } 10^{-2}$ *c*tHb + 5,98 – 1,92 x $10^{(-0{,}16169 c\text{tHb})}$
4.5	$\text{Log } p\text{CO}_2\text{(Hb)} = -1{,}7674 \text{ x } 10^{-2}$ *c*tHb + 3,4046 + 2,12 x $10^{(-0{,}15158 c\text{tHb})}$

cBase (B,ox) **Eq. 5** [4]:

*c*Base(B,ox) = *c*Base(B) – 0,3062 x *c*tHb x (1 – $s\text{O}_2$)

si la *c*tHb n'est pas mesurée, dérivée ou saisie, la valeur par défaut sera utilisée.

Si elle n'est pas mesurée, la $s\text{O}_2$ est calculée à partir de l'équation 20 ou 21.

cBase(Ecf) **Eq. 6** [5]:

*c*Base(Ecf) = *c*Base(B) pour *c*tHb = 3 mmol/L

cBase (Ecf,ox) **Eq. 7:**

*c*Base(Ecf,ox) = *c*Base(B,ox) pour *c*tHb = 3 mmol/L

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

cHCO$_3^-$(P,st) **Eq. 8** [4,14]:

cHCO$_3^-$(P,st) = 24,47 + 0,919 x Z + Z x a' x (Z–8) mmol/L

où :

ctHb est exprimée en mmol/L

sO$_2$ est exprimée par une fraction décimale

Eq.	Description
8.1	a' = 4,04 x 10^{-3} + 4,25 x 10^{-4} x ctHb
8.2	Z = cBase(B) – 0,3062 x ctHb x (1 – sO$_2$)

ctCO$_2$(B) **Eq. 9** [5]:

$$c\mathrm{tCO_2(B)} = 9,286 \times 10^{-3} \times p\mathrm{CO_2} \times c\mathrm{tHb} \times \left[1+10^{(\mathrm{pH_{Ery}}-\mathrm{pK_{Ery}})}\right] + c\mathrm{tCO_2(P)} \times \left(1-\frac{c\mathrm{tHb}}{21,0}\right) \quad \text{mmol/L}$$

où :

pCO$_2$ est exprimée en kPa

ctHb est exprimée en mmol/L

sO$_2$ est exprimée par une fraction décimale

Eq.	Description
9.1	pH$_{Ery}$ = 7,19 + 0,77 x (pH – 7,40) + 0,035 x (1 – sO$_2$)
9.2	$\mathrm{pK_{Ery}} = 6,125 - \log\left[1+10^{(\mathrm{pH_{Ery}}-7,84-0,06 \times s\mathrm{O_2})}\right]$
9.3	ctCO$_2$(P) = 0,23 x pCO$_2$ + cHCO$_3^-$(P)

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

***c*tCO₂(P)** **Eq. 10** [4, 5]:

$$c\mathrm{tCO_2(P)} = 0,23 \times p\mathrm{CO_2} + c\mathrm{HCO_3(P)} \qquad \text{mmol/L}$$

***p*O₂(*T*)** **Eq. 11** [25] Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX :

$$p\mathrm{O_2}(T) = p\mathrm{O_2} \mathrm{x} 10^{\left[0,0252 \mathrm{x} \frac{1}{\left(0,243 \mathrm{x} \left(\frac{p\mathrm{O_2}}{100}\right)^{3,88} + 1\right)} + 0,00564\right] \mathrm{x} (T-37)} \qquad \text{mmHg}$$

***p*O₂(*T*)** **Eq. 12** [16, 17] Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX :

La courbe standard de dissociation de l'oxyhémoglobine (CDO) est utilisée (c.-à-d. *p*50(st) = 3,578 kPa) aux valeurs réelles de pH, *p*CO₂, *F*COHb, *F*MetHb, *F*HbF (voir équations 39 et 40 dans *Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine,* plus loin dans ce chapitre).

La $p\mathrm{O_2}(T)$ est calculée selon une méthode numérique en utilisant :

$$\mathrm{t_i}(T) = c\mathrm{tHb} \times \left(1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}\right) \times s\mathrm{O_{2,i}}(T) + \alpha\mathrm{O_2}(T) \times p\mathrm{O_{2,i}}(T)$$

où :

Eq.	Description	Voir…
12.1	S = CDO(P,A,*T*)	Eq. 40
12.2	$s\mathrm{O_{2,i}}(T) = \frac{\mathrm{S} \times \left(1 - F\mathrm{MetHb}\right) - F\mathrm{COHb}}{1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}}$	Eq. 39.12
12.3	$p\mathrm{O_{2,i}}(T) = \frac{\mathrm{P}}{1 + \frac{F\mathrm{COHb}}{s\mathrm{O_{2,i}}(T) \times \left(1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}\right)}}$	Eq. 39.10

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

***p*O₂(*T*)**
(suite)

Eq.	Description	Voir…
12.4	$\alpha O_2 = 9,83\times10^{-3}\ e^{\left[-1,15\times10^{-2}(T-37,0)+2,1\times10^{-4}\times(T-37,0)^2\right]}$	
12.5	P est la variable durant l'itération.	
12.6	$A = ac - 1,04\times\frac{\partial pH}{\partial T}\times(T-37,0)$	
12.7	T= température du patient en °C (introduite).	
12.8	$\frac{\partial pH}{\partial (T)} = -1,46\times10^{-2} - 6,5\times10^{-3}\,(pH(37)-7,40)$ Si $t_i(T) = t_i(37,0)$, alors $pO_{2,i}(T) = pO_2(T)$	

***p*O₂(A)**

Eq. 13 [25]

$$pO_2(A) = FO_2(I)\,x\,(p(amb)-47) - pCO_2\,x\,[1,25] \quad \text{mmHg}$$

où :

$FO_2(I)$ est exprimée par une fraction décimale

pCO_2 est exprimée en mmHg

Si $FO_2(I)$ n'est pas introduite, elle est fixée à sa valeur par défaut 0,2095.

Le calcul exige la spécification d'un type d'échantillon "Artériel".

***p*O₂(A-a)**

Eq. 14

$pO_2(A\text{-}a) = pO_2(A) - pO_2(a)$ mmHg ou kPa

Le calcul exige la spécification d'un type d'échantillon "Artériel".

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

pO_2(a/A) **Eq. 15**

$$pO_2(a/A) = \frac{pO_2(a)}{pO_2(A)} \qquad \text{fraction décimale}$$

Le calcul exige la sélection du type d'échantillon "Artériel" ou "Capillaire".

ctO_2 **Eq. 16** [5] Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX :

$ctO_2 = (1{,}39 \times ctHb) \times sO_2 + (0{,}0031 \times pO_2)$ Vol%

où :

$ctHb$ est exprimée en g/dL

sO_2 est exprimée par une fraction décimale

pO_2 est exprimée en mmHg

ctO_2 ne peut pas être calculé à partir d'une valeur par défaut de $ctHb$. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

ctO_2 **Eq. 17** [5] Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX en configuration CO-OX :

$$ctO_2 = \alpha O_2 \times pO_2 + sO_2 \times (1 - FCOHb - FMetHb) \times ctHb \text{ mmol/L}$$

αO_2 est le coefficient de solubilité concentrationnelle de O_2 dans le sang (fixé ici à $9{,}83 \times 10^{-3}$ $mmolL^{-1}kPa^{-1}$ à 37 °C [5,19].

ctO_2 ne peut pas être calculé à partir d'une valeur par défaut de $ctHb$. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

ctO_2 **Eq. 18** [5] Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX en configuration OSM et reflète uniquement l'oxygène lié à l'hémoglobine. Le calcul ne contient pas de contribution de l'oxygène dissout dans le plasma :

$$ctO_2 = sO_2 \times (1 - FCOHb - FMetHb) \times ctHb \text{ mmol/L}$$

ctO_2 ne peut pas être calculé à partir d'une valeur par défaut de $ctHb$. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

RI **Eq. 19**

$$RI = \frac{pO_2(A) - pO_2(a)}{pO_2(a)} \times 100 \ \%$$

Le calcul exige la spécification d'un type d'échantillon "Artériel".

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

sO_2 **Eq. 20** Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX :

$$sO_2 = \frac{\left(\left(pO_2'\right)^3 + 150\,x\,pO_2'\right)}{\left(\left(pO_2'\right)^3 + 150\,x\,pO_2' + 23400\right)} x100 \quad \%$$

où :

Eq.	Description
20.1	$pO_2' = pO_2 x10^{\left(0,48x(pH-7,4)-0,0013x\left(cHCO_3^- -25\right)\right)}$

sO_2 **Eq. 21** Uniquement utilisée par l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX :

La CDO est déterminée comme cela est décrit dans l'équation 39 (points I et III). Voir *Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine*, plus loin dans ce chapitre).

$$sO_2 = \frac{S\times(1-F\text{MetHb}) - F\text{COHb}}{1\text{-}F\text{COHb}\text{-}F\text{MetHb}}$$

où :

Description	Voir…
S = CDO(P,A,*T*)	
$P = pO_2 + \frac{pO_2 \times F\text{COHb}}{sO_2 \times (1-F\text{COHb}-F\text{MetHb})}$	Eq. 39.9
A = a	
T = 37,0 °C	

***c*tHb** **Eq. 22**

$$c\text{tHb} = \left[\frac{\left(\text{Hct}/100\right) - 0,0083}{0,0485}\right] x\,1,6114 \qquad \text{g/dL}$$

Hct **Eq. 23** [15]

$\text{Hct} = 0,0485 \times c\text{tHb} + 8,3 \times 10^{-3}$

Le Hct ne peut pas être calculé à partir d'une valeur par défaut de *c*tHb. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

cCa^{2+} (7,4)

Eq. 24 [12]

$cCa^{2+}(7,4) = cCa^{2+}[1 - 0,53 \times (7,40 - pH)]$ mmol/L

Du fait des variations biologiques, on ne peut utiliser cette équation que pour les valeurs de pH comprises dans la gamme 7,2 - 7,6.

Trou anionique (K^+)

Eq. 25

Trou anionique $(K^+) = cNa^+ + cK^+ - cCl^- - cHCO_3^-$ mmol/L

Trou anionique

Eq. 26

Trou anionique $= cNa^+ - cCl^- - cHCO_3^-$

***m*Osm**

Eq. 27 [26]

$mOsm = 2cNa^+ + cGlu$

$pO_2(a)/FO_2(I)$

Eq. 28

$$pO_2(a)/FO_2(I) = \frac{pO_2(a)}{FO_2(I)}$$

Le calcul ne peut pas être effectué sur la base d'une valeur par défaut de la $FO_2(I)$ et il exige la spécification d'un type d'échantillon "Artériel" ou "Capillaire".

***p*50**

Eq. 29 [Voir équations de CDO]

$$p50 = \frac{P}{1 + \frac{FCOHb}{0,5 \times (1 - FCOHb - FMetHb)}}$$

où :

Description	Voir…
$P = CDO(S,A,T)$	Eq. 40
$S = \frac{0,5 \times (1 - FCOHb - FMetHb) + FCOHb}{1 - FMetHb}$	Eq. 39.11
$A = a$	
$T = 37,0\ ^oC$	Eq. 39.13

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

***p*50(st)**

Eq. 30:

*p*50 est calculée pour pH = 7,40, pCO_2 = 5,33 kPa, *F*COHb = 0, *F*MetHb = 0, *F*HbF = 0.

La CDO est déterminée comme cela est décrit aux équations 39-40, dans *Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine*, voir équation 47, plus loin dans ce chapitre).

*p*50(st) = CDO(S,A,*T*)

où :

Description	Voir…
S = 0,5	Eq. 39.11
A = a6 correspond à pH = 7,40, pCO_2 = 5,33 kPa, *F*COHb = 0, *F*MetHb = 0, *F*HbF = 0	Eq. 39.13
T = 37,0 °C	

***p*O₂(x)**
(ou p_x)

Eq. 31 [8]:

La CDO est déterminée comme cela est décrit aux équations 39-40, dans *Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine* dans ce chapitre.

La $pO_2(x)$ est calculée selon une méthode numérique en utilisant :

Eq.	Description	Voir…
30.1	S = CDO(P,A,*T*)	Eq. 40
30.2	$sO_{2,i} = \frac{S \times (1 - F\text{MetHb}) - F\text{COHb}}{1 - F\text{COHb} - F\text{MetHb}}$	Eq. 39.12
30.3	$pO_{2,i} = \frac{\text{P}}{1 + \frac{F\text{COHb}}{sO_{2,i} \times (1 - F\text{COHb} - F\text{MetHb})}}$	Eq. 39.10
30.4	$t_i = c\text{tHb} \times (1 - F\text{COHb} - F\text{MetHb}) \times sO_{2,i} + 9{,}83 \times 10^{-3} \times pO_{2,i}$	
30.5	A = a	
30.6	*T* = 37 °C	

Lorsque $t_i = ctO_2 - 2{,}3$ mmol/L, alors $pO_{2,i} = pO_2(x)$, où ctO_2 est déterminée comme cela est décrit dans l'équation 27.

pO2(x) ne peut être calculée à partir d'une valeur par défaut de la ctHb. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

pO2(x) ne peut être calculée que si la sO2(a) mesurée £ 0,97 (ou p50(st) introduite).

Le calcul exige la sélection du type d' échantillon " Artériel" ou " Capillaire" .

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

BO_2

Eq. 32 [7]:

$$BO_2 = c\mathrm{tHb} \times \left(1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}\right)$$

BO_2 ne peut pas être calculée à partir d'une valeur par défaut de la ctHb. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

$\dot{D}O_2$

Eq. 33:

$$\dot{D}O_2 = c\mathrm{tO}_2 \times \dot{Q}_t$$

$\dot{Q}_t$ est le débit cardiaque, et est un paramètre introduit pour le calcul de $\dot{D}O_2$.

Si $\dot{Q}_t$ n'est pas introduit, $\dot{D}O_2$ ne sera pas calculé. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

Le calcul exige la sélection du type d'échantillon "Artériel" ou "Capillaire".

$\dot{Q}_t$

Eq. 34:

$$\dot{Q}_t = \frac{\dot{V}O_2}{c\mathrm{tO}_2(a - \bar{v})}$$

Si $\dot{V}O_2$ n'est pas introduit, $\dot{D}O_2$ ne sera pas calculé. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

$\dot{V}O_2$

Eq. 35:

$$\dot{V}O_2 = \dot{Q}_t \times c\mathrm{tO}_2(a - \bar{v})$$

Si $\dot{Q}_t$ n'est pas introduit, $\dot{V}O_2$ ne sera pas calculé. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

***F*Shunt** **Eq. 36** [5]:

$$F\text{Shunt} = \frac{c\text{tO}_2(\text{c}) - c\text{tO}_2(\text{a})}{c\text{tO}_2(\text{c}) - c\text{tO}_2(\bar{\text{v}})}$$

et

Eq.	Description
36.1	$F\text{Shunt} \cong \frac{c\text{tO}_2(\text{A}) - c\text{tO}_2(\text{a})}{c\text{tO}_2(\text{A}) - c\text{tO}_2(\bar{\text{v}})}$
36.2	$F\text{Shunt} = \left[1 + \frac{c\text{tO}_2(\text{a}) - c\text{tO}_2(\bar{\text{v}})}{c\text{tO}_2(\text{A}) - c\text{tO}_2(\text{a})}\right]^{-1}$

où :

$c\text{tO}_2$(c) : oxygène total du sang capillaire pulmonaire

$c\text{tO}_2$(a) : oxygène total du sang artériel

$c\text{tO}_2$(A) : oxygène total du sang alvéolaire. Pression partielle en oxygène = $p\text{O}_2$(A).

$c\text{tO}_2$(a- $\bar{\text{v}}$) : oxygène total dans le sang veineux mêlé

36.3 $$c\text{tO}_2(\text{a}) = 9.83\times10^{-3}\, p\text{O}_2(\text{a}) + c\text{tHb}\times\left(1 - F\text{COHb} - F\text{MetHb}\right)\times s\text{O}_2(\text{a})$$

36.4 $$c\text{tO}_2(\text{A}) = 9,83\times10^{-3}\, p\text{O}_2(\text{A}) + c\text{tHb}\times \left(1 - F\text{COHb} - F\text{MetHb}\right)\times s\text{O}_2(\text{A})$$

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

F*Shunt *(suite)

36.5

$$ctO_2(\bar{v}) = 9,83\times10^{-3}\, pO_2(\bar{v}) + ctHb\times \left(1 - FCOHb - FMetHb\right)\times sO_2(\bar{v})$$

où :

$pO_2(a)$: pression partielle en oxygène du sang artériel, mesurée.

$pO_2(A)$: pression partielle en oxygène du sang alvéolaire. Voir équation 13.

$pO_2(\bar{v})$: pression partielle de l'oxygène dans le sang veineux mêlé, mesurée puis introduite.

$sO_2(a)$: saturation en oxygène du sang artériel, peut être mesurée.

$sO_2(A)$: saturation en oxygène du sang (alvéolaire), calculée à partir de l'équation 39, où P = $pO_2(A)$. Si $sO_2 > 0,97$, une $p50(st)$ introduite permettra de déterminer la CDO. Si la $sO_2 > 0,97$ et si aucune $p50(st)$ n'a été introduite, la valeur par défaut (3,578 kPa) servira à la détermination de la CDO.

$sO_2(\bar{v})$: saturation en oxygène du sang veineux mêlé.
Si elle n'est pas introduite, elle sera calculée depuis l'équation 39 où

P = $pO_2(\bar{v})$.
Si $sO_2 > 0,97$, une $p50(st)$ introduite permettra de déterminer la CDO.

Le calcul exige la sélection du type d'échantillon "Artériel" ou "Capillaire".
Si la $sO_2 > 0,97$ et si aucune $p50(st)$ n'a été introduite, la valeur par défaut (3,578 kPa) servira à l'estimation de la CDO.

Si aucun échantillon veineux n'est mesuré, *F*(Shunt) est mesuré en supposant :

$ctO_2(a) - ctO_2(\bar{v})$ = 2,3 mmol/L dans l'équation 36.2

Suite à la page suivante

Liste des équations, *suite*

Q_x

Eq. 37 [8]:

La CDO est déterminée comme cela est décrit aux équations 39 et 40, dans *Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine* dans ce chapitre.

$$Q_x = \frac{2,3}{c\mathrm{tO}_2(\mathrm{a}) - \mathrm{t_i}}$$

Eq.	Description	Voir…
37.1	$\mathrm{t_i} = c\mathrm{tHb} \times \left(1\text{-}F\mathrm{COHb}\text{-}F\mathrm{MetHb}\right) \times s\mathrm{O}_{2,\mathrm{i}} + 9,83 \times 10^{-3}\, p\mathrm{O}_2(5)$	
37.2	$p\mathrm{O}_2(5)$ = 5,00 kPa	
37.3	S = CDO(P,A,*T*)	
37.4	$P = p\mathrm{O}_2(5) \times \left[1 + \frac{F\mathrm{COHb}}{s\mathrm{O}_{2,\mathrm{i}} \times \left(1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}\right)}\right]$	Eq. 39.9
37.5	$s\mathrm{O}_{2,\mathrm{i}} = \frac{\mathrm{S} \times \left(1 - F\mathrm{MetHb}\right) - F\mathrm{COHb}}{1 - F\mathrm{COHb} - F\mathrm{MetHb}}$	Eq. 39.12
37.6	A = a	
37.7	*T* = 37,0 °C	

$c\mathrm{tO}_2$(a) est déterminée conformément à l'équation 18.

Qx ne peut pas être calculé à partir d'une valeur par défaut de *c*tHb. Le résultat est enregistré comme non dérivé (N/D).

Qx ne peut être calculé que si la sO2(a) mesurée ≤ 0,97 (ou *p*50(st) introduite).

Le calcul exige la sélection du type d'échantillon "Artériel" ou "Capillaire".

***V*(B)**

Eq. 38 [5]:

$$V(B) = \frac{1 \times 10^3 \times V(\mathrm{CO})}{24 \times \left(F\mathrm{COHb}(2) - F\mathrm{COHb}(1)\right) \times 0,91 \times c\mathrm{tHb}}$$

Eq.	Description
38.1	$V(B) = \frac{V(\mathrm{CO})}{2,184 \times 10^{-2} \times \left(F\mathrm{COHb}(2) - F\mathrm{COHb}(1)\right) \times c\mathrm{tHb}}$
38.2	*V*(CO) = volume (en mL) de monoxyde de carbone injecté, conformément à la procédure et la valeur introduite.
38.3	*F*COHb(1) = fraction de COHb mesurée avant l'injection de CO
38.4	*F*COHb(2) = fraction de COHb mesurée après l'injection de CO

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO)

Equations de la CDO

Ces équations rendent compte de l'effet de la *F*COHb sur la forme de la CDO, conformément à l'équation de Haldane.

Eq. 39 [16, 18]:

$$y - y^{o} = (x - x^{o}) + h \times \tanh\left[k^{o}\left(x - x^{o}\right)\right]$$

où $k^{o} = 0{,}5343$

Eq.	Description
39.1	$x = \ln p$
39.2	$y = \ln \frac{s}{1 - s}$
39.3	$y^{o} = \ln \frac{s^{o}}{1 - s^{o}}$ où $s^{o} = 0{,}867$
39.4	$x^{o} = x^{oo} + a + b = \ln(p^{oo}) + a + b$ où $p^{oo} = 7$ kPa

La position actuelle de la CDO dans le système de coordonnées (ln(s/(1-s))-ln(*p*)), utilisé dans le modèle mathématique, est exprimée par les équations 39.3 et 39.4.

Les symboles "a" et "b" reflètent le déplacement de la CDO, de sa position de référence à sa position actuelle dans ce système de coordonnées :

'a' décrit le déplacement à 37 °C.
'b' le déplacement supplémentaire dû à l'écart entre la température du patient et 37 °C.

Position de référence de la CDO

La position de référence de la CDO a été choisie pour correspondre à la valeur par défaut de *p*50(st)=3,578 kPa, ce qui est généralement considéré comme la valeur de la *p*50 la plus vraisemblable pour un adulte, aux conditions standard :

pH = 7,40

pCO_2 =5,33 kPa

*F*COHb, *F*MetHb, *F*HbF = 0

*c*DPG = 5 mmol/L

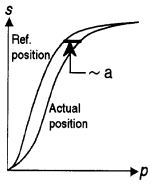
Suite à la page suivante

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO), *suite*

Déplacement de la CDO

Le déplacement de la CDO, lequel est décrit par "a" et "b" dans le système de coordonnées ($\ln(s/(1\text{-}s))\text{-}\ln(p)$), est donné par la variation de $p50$ de sa valeur par défaut à sa valeur réelle, dans un système de coordonnées plus courant (sO_2, pO_2)

Eq.	Description
39.5	$x - x^o = \ln\frac{p}{7} - a - b$
39.6	$h = h^o + a$ où $h^o = 3{,}5$
39.7	$b = 0.055 \times (T - T^o)$ $T^o = 37\ ^oC$
39.8	$p = pO_2 + M \times pCO$ où $M \times pCO$ est pris de l'équation d' Haldane [20] : $\frac{pO_2}{cO_2Hb} = M \times \frac{pCO}{cCOHb}$ pour donner éq. 39.9
39.9	$p = pO_2 + \frac{pO_2}{sO_2} \times \left[\frac{FCOHb}{1\text{-}FCOHb\text{-}FMetHb}\right]$ ou équation 39.10
39.10	$pO_2 = \frac{p \times \left[sO_2 \times (1 - FCOHb - FMetHb)\right]}{1 + FCOHb}$



L'ordonnée s, peut être appelée saturation combinée d'hydrogène/monoxyde de carbone de l'hémoglobine, et est exprimée par l'équation 39.11 ci-dessous :

Eq.	Description
39.11	$s = \frac{cO_2Hb + cCOHb}{cO_2Hb + cCOHb + cHHb}$ $= \frac{sO_2 \times (1\text{-}FCOHb\text{-}FMetHb) + FCOHb}{1 - FMetHb}$ ou
39.12	$sO_2 = \frac{s \times (1\text{-}FMetHb) - FCOHb}{1 - FCOHb - FMetHb}$

Suite à la page suivante

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO), *suite*

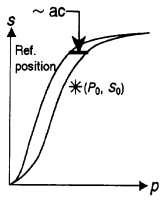
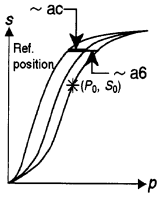
Position réelle de la CDO

En principe, la position réelle de la CDO à 37°C, pour un échantillon donné, est déterminée en 2 étapes :

1. Calcul de l'effet combiné sur la CDO à 37 °C de toutes les causes de déplacement connues (= ac dans l'équation 39.13), et, à partir de cette position:
2. Le calcul, selon une méthode numérique de la position réelle de la CDO, en déplaçant cette dernière pour la faire passer par un couple de coordonnées connues (P_0, S_0).

Eq.	Description
39.13	$a = ac + a6$
39.14	$ac = a1 + a2 + a3 + a4 + a5$
39.15	$a1 = -0{,}88 \times (pH - 7{,}40)$
39.16	$a2 = 0{,}048 \times \ln \frac{pCO_2}{5{,}33}$
39.17	$a3 = -0{,}7 \times F\text{MetHb}$
39.18	$a4 = (0{,}06 - 0{,}02 F\text{HbF}) \times (c\text{DPG} - 5)$
39.19	$a5 = -0{,}25 \times F\text{HbF}$

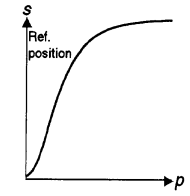
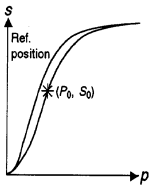
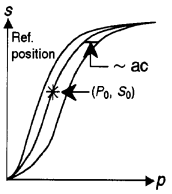
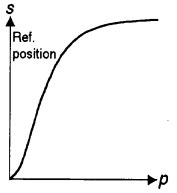
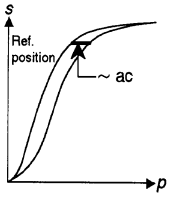
Détermination du déplacement réel

Etape	Description
I :  	pO_2, sO_2 peuvent être utilisées. Si sO_2>0,97, le calcul est basé sur "II" ou sur "III"-*voir ci-dessous*. Les coordonnées (P_0, S_0) sont calculées à partir des équations (39.9) et (39.11). Si *F*COHb et *F*MetHb ne sont pas connues, les valeurs par défaut sont utilisées. La CDO est déplacée de la position de référence à une position correspondant à l'effet de tous les paramètres mesurés, conformément à l'étape (I). L'amplitude du déplacement est "ac". La CDO est ensuite déplacée pour passer par le point (P_0, S_0) L'amplitude du changement est : "a6".

Suite à la page suivante

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO), *suite*

Détermination du déplacement réel *(suite)*

Etape	Description
II : 	sO_2 > 0,97 (ou erronée) et p50(st) est introduite. Les coordonnées (P_0, S_0) sont calculées à partir de (p50(st), 0,5) en recourant aux équations 39.9 et 39.11. Position de référence de la CDO.
	La CDO est déplacée de sa position de référence pour passer par le point (P_0, S_0). En cette position, la CDO reflète la p50(st) du patient, c'est-à-dire, le patient en question, selon les conditions standard.
	La CDO est à nouveau déplacée, selon l'effet des paramètres mesurés ("ac"), vers sa position réelle. Cette position reflète la p50(act) du patient.
(III) : 	sO_2 > 0,97 (ou erronée) et aucune p50(st) n'a été introduite. Position de référence de la CDO.
	On peut maintenant s'approcher par approximation de la position réelle de la CDO à partir de la position de référence, en utilisant les valeurs réelles du pH, pCO_2, FCOHb, FMetHb et FHbF pour déterminer le changement "ac".

NOTA : *Ces courbes ont pour unique objet d'illustrer les principes de la détermination de la CDO.*

Suite à la page suivante

Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine (CDO), *suite*

Coordonnées sur la CDO

Le calcul des coordonnées d'un point sur la CDO est symbolisé par :

Eq. 40:

$S = ODC(P, A, T)$ ou $P = ODC(S, A, T)$

Ces équations sont des représentations symboliques de la relation entre la saturation (S), la tension (P), le déplacement (A) et la température (*T*).

Pour calculer S ou P et pour ensuite calculer sO_2 et pO_2, il faut spécifier les autres variables. S et P sont calculées en utilisant des méthodes numériques.

P est introduit dans l'équation 39.1.

S est introduit dans l'équation 39.2.

A est introduit dans l'équation 39.5.

T est introduit dans l'équation 39.7.

Conversion des unités

Unités SI

Les unités SI ne sont pas toujours les plus usitées dans certaines régions du monde. L'utilisateur peut personnaliser les unités enregistrées pour tous les paramètres mesurés, dérivés et introduits.

Après le calcul, le résultat pourra être converti dans l'unité souhaitée. On peut procéder à la conversion d'unités en utilisant les équation données ci-dessous :

Température

$T(°F) = \frac{9}{5}T(°C) + 32$ ou

$T(°C) = \frac{5}{9}T(°F) - 32$

cK$^+$, cNa$^+$, cCl$^-$

cX (meq/L) = cX (mmol/L) où : où X est K^+, Na^+ ou Cl^-.

cCa^{2+}

$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (meq/L) = 2 x $c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L) ou

$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mg/dL) = 4,008 x $c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L) ou

$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L) = 0,5 x $c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L) ou

$c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mmol/L) = 0,2495 x $c\mathrm{Ca}^{2+}$ (mg/dL)

Pression

p (mmHg) = p(torr) = 7,500638 x p(kPa)

p (kPa) = 0,133322 x p(kPa) = 0,133322 x p(kPa)

cGlu(m)

cGlu (mg/dL) = 18,016 x cGlu(mmol/L)

cGlu (mmol/L) = cGlu(mg/dL)/18,016

ctHb

[4]

ctHb (g/dL) = 1,61140 x cGlu(mmol/L)

ctHb (g/L) = 16,1140 x cGlu(mmol/L)

ctHb (mmol/L) = 0,62058 x ctHb (g/dL)

ctHb (mmol/L) = 0,062058 x ctHb (g/dL)

Suite à la page suivante

Conversion des unités, *suite*

***c*tO$_2$**	ctO_2 (mmol/L)	=	0,4462 x ctO_2 (Vol%)
	ctO_2 (Vol %)	=	2,241383 x *c*Glu(mmol/L)
***c*tCO$_2$, *c*tO$_2$, *c*tO$_2$(a–$\bar{v}$), *B*O$_2$**	Vol %	=	2,241383 × (mmol/L)
	Vol %	=	mL/dL
	mmol/L	=	0,4462 × mL/dL
Poids	pounds (lbs)	=	2,2046 × kg

NOTA : *Toutes les conversions d'unité sont effectuées par l'analyseur.*

Valeurs par défaut

Valeurs

Les valeurs par défaut suivantes sont utilisées par les analyseurs ABL80 FLEX, si d'autres valeurs n'ont pas été introduites et si les valeurs par défaut sont autorisées.

T	=	37,0 °C (98,6 °F)
FO_2(I)	=	0,2095 (21,0 %)
Température de CQ	=	25 °C
RQ	=	0,86
*c*tHb	=	9,3087 mmol/L (15,0 g/dL ou 150 g/L)
*F*COHb	=	0,004 (0,4%)
*F*MetHb	=	0,004 (0,4%)
*p*50(st)	=	3,578 kPa (26,84 mmHg)

Références

Liste des références

1. La Vision Globale, Informations essentielles fournies par l'analyse des gaz du sang. Copenhague : Radiometer Medical A/S, 1993: 1-14.
2. Wandrup JH. Physicochemical logic and simple symbol terminology of oxygen status. Blood Gas News 1993; 2,1: 9-11.
3. Siggaard-Andersen O, Durst RA, Maas AHJ. Approved recommendation (1984) on physicochemical quantities and units in clinical chemistry. J Clin Chem Clin Biochem 1987; 25: 369-91.
4. Siggaard-Andersen O. The acid-base status of the blood. 4th revised ed. Copenhagen: Munksgaard, 1976.
5. Siggaard-Andersen O, Wimberley PD, Fogh-Andersen N, Gøthgen IH. Measured and derived quantities with modern pH and blood gas equipment: calculation algorithms with 54 equations. Scand J Clin Lab Invest 1988; 48, Suppl 189: 7-15.
6. Burnett RW, Noonan DC. Calculations and correction factors used in determination of blood pH and blood gases. Clin Chem 1974; 20,12: 1499-1506.
7. Wimberley PD, Siggaard-Andersen O, Fogh-Andersen N, Zijlstra WG, Severinghaus JW. Hemoglobin oxygen saturation and related quantities: definitions, symbols and clinical use. Scand J Clin Lab Invest 1990; 50: 455-59. Available as AS104.
8. Siggaard-Andersen O, Gøthgen IH, Wimberley PD, Fogh-Andersen N. The oxygen status of the arterial blood revised: relevant oxygen parameters for monitoring the arterial oxygen availability. Scand J Clin Lab Invest 1990; 50, Suppl 203: 17-28. Available as AS108.
9. Wandrup JH. Oxygen uptake in the lungs. Blood Gas News 1992; 1,1: 3-5.
10. Tietz NW, Logan NM. Reference ranges. In: Tietz NW, ed. Fundamentals of clinical chemistry. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Company, 1987: 944-75.
11. Siggaard-Andersen O, Wimberley PD, Fogh-Andersen N, Gøthgen IH. Arterial oxygen status determined with routine pH/blood gas equipment and multi-wavelength hemoximetry: reference values, precision and accuracy. Scand J Clin Lab Invest 1990; 50, Suppl 203: 57-66. Available as AS106.
12. Siggaard-Andersen O, Thode J, Wandrup JH. The concentration of free calcium ions in the blood plasma ionized calcium. In: Siggaard-Andersen O, ed. Proceedings of the IFCC expert panel on pH and blood gases held at Herlev Hospital 1980. Copenhagen: Radiometer Medical A/S, 1981: 163-90. Available as AS79.
13. Severinghaus JW. Blood gas calculator. J Appl Physiol 1966; 21,3: 1108-16. Available as ST36.
14. Christiansen TF. An algorithm for calculating the concentration of the base excess of blood. In: Siggaard-Andersen O, ed. Proceedings of the IFCC expert panel on pH and blood gases held at Herlev Hospital 1980. Copenhagen: Radiometer Medical A/S, 1981: 77-81.

Suite à la page suivante

Références, *suite*

Liste des références *(suite)*

15. Kokholm G. Simultaneous measurements of blood pH, pCO_2, pO_2 and concentrations of hemoglobin and its derivatives – a multicenter study. Scand J Clin Lab Invest 1990; 50, Suppl 203: 75-86. Available as AS107.
16. Siggaard-Andersen O, Wimberley PD, Gøthgen IH, Siggaard-Andersen M. A mathematical model of the hemoglobin-oxygen dissociation curve of human blood and of the oxygen partial pressure as a function of temperature. Clin Chem 1984; 30: 1646-51.
17. Siggaard-Andersen O, Wimberley PD, Gøthgen IH, Fogh-Andersen N, Rasmussen JP. Variability of the temperature coefficients for pH, pCO_2 and pO_2 in blood. Scand J Clin Lab Invest 1988; 48, Suppl 189: 85-88.
18. Siggaard-Andersen O, Siggaard-Andersen M. The oxygen status algorithm: a computer program for calculating and displaying pH and blood gas data. Scand J Clin Lab Invest 1990; 50, Suppl 203: 29-45.
19. Bartels H, Christoforides C, Hedley-Whyte J, Laasberg L. Solubility coefficients of gases. In: Altman PL, Dittmer DS, eds. Respiration and circulation. Bethesda, Maryland: Fed Amer Soc Exper Biol, 1971: 16-18.
20. Roughton FJW, Darling RC. The effect of carbon monoxide on the oxyhemoglobin dissociation curve. Am J Physiol 1944; 141: 17-31.
21. Engquist A.. Fluids electrolytes nutrition. Copenhagen: Munksgaard, 1985: 56-68 and 118.
22. Olesen H *et al*. A proposal for an IUPAC/IFCC recommendation, quantities and units in clinical laboratory sciences. IUPAC/IFCC Stage 1, Draft 1, 1990: 1-361.
23. Kokholm G, Larsen E, Jensen ST, ChristiansenTF. 3rd ed. Blood gas measurements at high altitudes. Copenhagen: Radiometer Medical A/S, 1991. Available as AS109.
24. Brock A. Erythrocytter, volfr. In: Olesen H, ed. Kompendium i laboratoriemedicin. Copenhagen: Amtrådsforeningen Danmark 1998; 109.
25. CLSI document C46-A Vol. 21 No. 14, Blood gas and pH analysis and related measurements, Clinical and Laboratory Standards Institute, 940 West Valley Road, Suite 1400, Wayne, PA 19087.
26. Burton David Rose, Clinical physiology of acid-base and electrolyte disorders, 4^{th} ed. 1994: 224-225.

8. Solutions

Introduction

Ce chapitre fournit des informations sur toutes les solutions utilisées par toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX, leurs compositions et les consommations.

Les certificats de traçabilité de toutes les solutions figurent à la fin de ce chapitre.

Contenu

Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Informations générales 8-2

Solutions 8-3

Certificats de traçabilité 8-5

Informations générales

Introduction

Toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX utilisent un pack de solutions pour toutes les procédures de calibration, de CQ et de rinçage et pour la collecte des effluents.

Pack de solutions

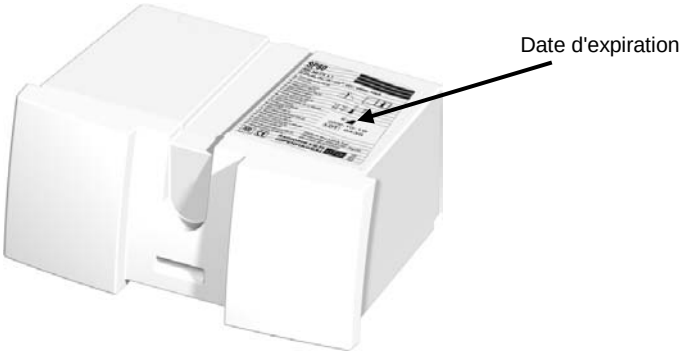
Le Pack de solutions contient quatre sachets remplis de solution de calibration. Ces sachets contiennent plusieurs niveaux de solution destinés aux calibrations des capteurs. De plus, la solution 1 est utilisée pour les procédures de rinçage des échantillons. Un cinquième sachet constitue un réceptacle pour tous les fluides de vidange.

Diagnostic *in vitro*

Toutes les solutions décrites dans ce chapitre sont destinées au diagnostic *in vitro*.

Date d'expiration

La date d'expiration du pack de solutions figure sur l'étiquette du pack. La date d'expiration est indiquée par un symbole "A installer avant" ( ) suivi d'une date au format année-mois-jour (exemple : 2006-04-23). Un pack de solutions peut être installé jusqu'à cette date d'expiration et être utilisé sur l'analyseur jusqu'à 30 jours après cette date ou jusqu'à ce que l'une des solutions de calibration soit épuisée.



Stockage

Le pack de solutions doit être stocké entre 5 °C et 25 °C. La température de stockage du pack de solutions réf. 944-341 est de 2 à 25 °C. Le stockage et le fonctionnement sont prévus du niveau de la mer à 2290 mètres d'altitude. Stocké à cette température et à cette altitude, le pack de solutions est stable pendant toute la période de stockage, si la bande de protection des ports est intacte. Après cette date, les solutions restent stables et peuvent être utilisées le nombre de jours spécifiés, lorsque le Pack Cal a été correctement installé sur l'analyseur.

Fiches de sécurité

Les fiches de données de sécurité (FDS) de toutes les solutions de calibration sont disponibles auprès du représentant de Radiometer.

Commande

Les informations relatives à la commande de packs de solutions sont données dans le Manuel de l'opérateur de l'ABL80 FLEX, *Chapitre 13*.

Solutions

Utilisation

Les quatre solutions contenues dans les sachets du pack sont utilisées pour les calibrations et le contrôle de qualité de tous les analytes. Pendant les analyses d'échantillon et les mesures de solutions de contrôle, cette solution agit également comme un rinçage, éliminant l'échantillon de la chambre de mesure de la cassette de capteurs. Cette solution est aussi utilisée pour rincer manuellement la chambre de mesure lorsque la fonction **Rinçage** est utilisée.

Volume des sachets

Sachet	1	2	3	4
Volume	440 mL	220 mL	220 mL	220 mL
Cycles	230	110	110	110

Volume des sachets, configuration OSM

Sachet	1	2	3	4
Volume	440 mL	220 mL	220 mL	220 mL
Cycles	330	150	150	150

Composition

Les solutions contiennent des tampons organiques et des sels inorganiques dans des proportions donnant approximativement les concentrations de substances suivantes :

		Concentrations			
Substance	**Unités**	**Solution 1**	**Solution 2**	**Solution 3**	**Solution 4**
pH		7,40	6,90	7,60	
pCO_2	mmHg	35	75	15	
pO_2	mmHg		150	45	210
cNa^+	mmol/L	145	104	160	
cK^+	mmol/L	4	8,5	2,5	
cCa^{2+}	mmol/L	1,09	2,26	0,55	
cCl^-	mmol/L	114	79	130	16
*c*Glu	mmol/L	0	15	5	
Hct	%		12		63

Toutes les solutions sont tamponnées pour assurer leur stabilité.

Suite à la page suivante

Solutions, *suite*

Composition – ABL80 FLEX CO-OX en configuration CO-OX

La composition des solutions du pack de solutions de l'ABL80 FLEX (en configuration CO-OX) est comparable à celle des solutions indiquées ci-dessus. Seule la $c\mathrm{Cl}^-$ a une concentration différente, de l'ordre de 74 mmol/L. Un colorant est ajouté dans les solutions 2 et 4 pour une utilisation dans l'oxymètre.

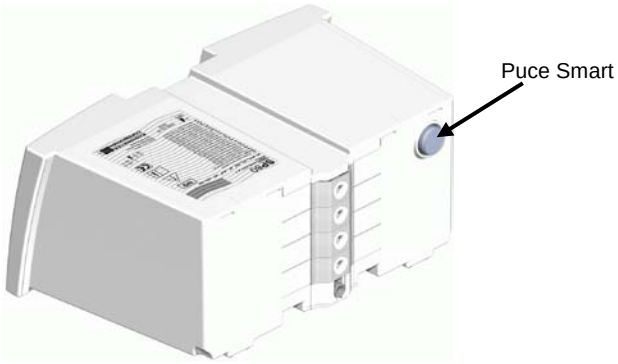
Composition – ABL80 FLEX en configuration BASIC

La composition des solutions du pack de solutions de l'analyseur ABL80 FLEX en configuration BASIC est comparable aux concentrations des solutions 1 et 2 du tableau ci-dessus, sans la *c*Glu.

Composition – ABL80 FLEX CO-OX en configuration OSM

Les solutions du pack de solutions de l'analyseur ABL80 FLEX CO-OX en configuration OSM comprennent une solution claire pour les calibrations à blanc et le rinçage du système. Les sachets deux et quatre contiennent également des colorants utilisées pour les mesures de contrôle de qualité de l'oxymètre.

NOTA : *Les concentrations d'analytes de chaque solution sont contenues dans la puce smart de chaque pack de solutions. Les valeurs sont introduites dans l'analyseur lors de l'installation du pack de solutions.*



Additifs

Toutes les solutions contiennent un conservateur et un surfactant.

Certificats de traçabilité

Certificate of Traceability

Product name: ABL80 FLEX Solution Pack

Type: Solutions 1, 2, 3, and 4

Code: 944-174

Traceability of parameters:

Parameter	Unit	Traceable to	Solution	Expanded Uncertainty
pH		The IUPAC pH scale. Primary pH standards are certified by The Danish Primary Laboratory for Electrochemistry (DPLEC) at the Danish Institute of Fundamental Metrology (DFM) under DANAK accreditation no. 255. The system is validated by comparison with SRM produced by National Institute of Standards and Technology (NIST).	1 2 3	0.012 0.012 0.012
pCO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 1674b and SRM 2625a.	1 2 3	1.3 2.8 1.2
pO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 2658a and NIST 2659a.	1 2 3 4	3.2 4.6 7.2 13.0
cK^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1 2 3	0.06 0.06 0.05
cNa^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 919b. Sodium Chloride.	1 2 3	0.3 0.9 0.9
cCa^{2+}	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 915. Calcium Carbonate.	1 2 3	0.012 0.042 0.018
cCl^-	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1 2 3 4	1.1 1.6 1.4 4.0
CGlu	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 917b. Glucose.	1 2 3	0.8 0.4 0.2

Certification: Each lot of this product has been tested, and the control limits specified on the insert included with this product have been established with the above traceability.

2009-11-13
Matt Leader
Head of R & D, SenDx

Bjarne Kristensen
2009-11-09
H.B. Kristensen
Head of Metrology Section

The traceability of the above parameters is fully described in booklet AS 117: *Traceability to the Primary Reference Standards at Radiometer*, available from Radiometer.

Radiometer, the Radiometer logo, ABL, AQT, TCM, RADIANCE, PICO and CLINITUBES are trademarks of Radiometer Medical ApS.
© 2008 Radiometer Medical ApS. All rights reserved.
990-728 • 200911C

RADIOMETER COPENHAGEN

Suite à la page suivante

Certificats de traçabilité, *suite*

Certificate of Traceability

Product name: ABL80 FLEX Solution Pack

Type: Solutions 1L, 1S and 2

Code: 944-309

Traceability of parameters:

Parameter	Unit	Traceable to	Solution	Expanded Uncertainty
pH		The IUPAC pH scale. Primary pH standards are certified by The Danish Primary Laboratory for Electrochemistry (DPLEC) at the Danish Institute of Fundamental Metrology (DFM) under DANAK accreditation no. 255. The system is validated by comparison with SRM produced by National Institute of Standards and Technology (NIST).	1L 1S 2	0.005 0.010 0.015
pCO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 1674b and SRM 2625a.	1L 1S 2	0.76 1.18 1.52
pO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 2658a and NIST 2659a.	1L 1S	5.4 4.8
cK^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1L 1S 2	0.046 0.014 0.080
cNa^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 919b. Sodium Chloride.	1L 1S 2	0.42 1.36 1.20
cCa^{2+}	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 915. Calcium Carbonate.	1L 1S 2	0.016 0.017 0.046
cCl^-	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1L 1S 2	1.0 1.4 1.6

Certification: Each lot of this product has been tested, and the control limits specified on the insert included with this product have been established with the above traceability.

2009-10-28
Matt Leader
Head of R & D, SenDx

Bjarne Kristensen
2009-10-21
H.B. Kristensen
Head of Metrology Section

The traceability of the above parameters is fully described in booklet AS117: *Traceability to the Primary Reference Standards at Radiometer*, available from Radiometer.

Radiometer, the Radiometer logo, ABL, AQT, TCM, RADIANCE, PICO and CLINITUBES are trademarks of Radiometer Medical ApS.
© 2009 Radiometer Medical ApS. All rights reserved. 995-500. 200910A

RADIOMETER

Suite à la page suivante

Certificats de traçabilité, *suite*

Certificate of Traceability

Product name: ABL80 FLEX CO-OX Solution Pack

Type: Solutions 1, 2, 3, and 4

Code: 944-252

Traceability of parameters:

Parameter	Unit	Traceable to	Solution	Expanded Uncertainty
pH		The IUPAC pH scale. Primary pH standards are certified by The Danish Primary Laboratory for Electrochemistry (DPLEC) at the Danish Institute of Fundamental Metrology (DFM) under DANAK accreditation no. 255. The system is validated by comparison with SRM produced by National Institute of Standards and Technology (NIST).	1 2 3	0.010 0.005 0.008
pCO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 1674b and SRM 2625a.	1 2 3	1.36 1.46 0.53
pO_2	mmHg	Certified gasses, NIST SRM 2658a and NIST 2659a.	1 2 3 4	4.50 3.60 6.76 5.00
cK^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1 2 3	0.046 0.071 0.058
cNa^+	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 919b. Sodium Chloride.	1 2 3	0.42 1.14 1.05
cCa^{2+}	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 915. Calcium Carbonate.	1 2 3	0.016 0.051 0.018
cCl^-	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 999b. Potassium Chloride.	1 2 3 4	1.02 2.58 1.50 2.0
cGlu	mmol/L (37 °C)	Certified Reference Material. NIST SRM 917b. Glucose.	1 2 3	0.80 0.42 0.18
ctHb	(g/dL)	Hemoglobin Cyanide Standard. J.T. Baker, Product no. 3061. NIST SRM standard for absorbance, NIST SRM 930D. Optical filters NIST SRM standard for wavelength, NIST SRM 2034, Holmium Oxide Solution.	2 3 4	0.24 0.12 0.24

Certification: Each lot of this product has been tested, and the control limits specified on the insert included with this product have been established with the above traceability.

2009-10-28.
Matt Leader
Head of R & D, SenDx

Bjarne Kristensen
2009-10-21
H.B. Kristensen
Head of Metrology Section

The traceability of the above parameters is fully described in booklet AS117: *Traceability to the Primary Reference Standards at Radiometer*, available from Radiometer.

Radiometer, the Radiometer logo, ABL, AQT, TCM, RADIANCE, PICO and CLINITUBES are trademarks of Radiometer Medical ApS.
© 2009 Radiometer Medical ApS. All rights reserved. 994-532. 200910B

RADIOMETER

Suite à la page suivante

Certificats de traçabilité, *suite*

Certificate of Traceability

Product name: ABL80 FLEX CO-OX Solution Pack

Type: Solutions 1, 2, and 3

Code: 944-341

Traceability of parameters:

Parameter	Unit	Traceable to	Solution	Expanded Uncertainty
*c*tHb	(g/dL)	Hemoglobin Cyanide Standard. J.T. Baker, Product no. 3061. NIST SRM standard for absorbance, NIST SRM 930D. Optical filters NIST SRM standard for wavelength, NIST SRM 2034, Holmium Oxide Solution.	1 2 3	0.12 0.24 0.24

Certification: Each lot of this product has been tested, and the control limits specified on the insert included with this product have been established with the above traceability.

2010-09-07
Matt Leader
Head of R & D, SenDx

2010-08-31
H.B. Kristensen
Head of Metrology Section

The traceability of the above parameters is fully described in booklet AS117: *Traceability to the Primary Reference Standards at Radiometer*, available from Radiometer.

Radiometer, the Radiometer logo, ABL, AQT, TCM, RADIANCE, PICO and CLINITUBES are trademarks of Radiometer Medical ApS.
© 2010 Radiometer Medical ApS. All rights reserved. 995-741. 201009A

RADIOMETER

9. Options d'interface

Introduction Ce chapitre fournit des informations sur les connexions externes pouvant être effectuées sur toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX.

Contenu Ce chapitre aborde les sujets suivants :

Informations générales 9-2
Connexion d'un clavier alphanumérique 9-3
Connexion du lecteur de codes à barres 9-4
Connexion à un réseau 9-5
Autres connexions 9-6

Informations générales

Introduction Ce chapitre informe l'utilisateur sur les exigences et les procédures d'interfaçage de toutes les versions de l'ABL80 FLEX avec des unités externes. Le champ d'utilisation et le format des données (le cas échéant) y sont également discutés.

Les unités suivantes peuvent être connectées à l'analyseur, via les ports prévus à l'arrière de l'appareil :

- Un clavier alphanumérique
- Un lecteur de code barre

NOTA : *Pour obtenir des informations spécifiques relatives à l'emplacement et aux spécifications de tous les ports de communication de l'analyseur, se reporter aux chapitres 2 du Manuel de l'opérateur.*

Connexion d'un clavier alphanumérique

Domaine d'utilisation

Un clavier alphanumérique connecté à l'analyseur ABL80 FLEX peut être utilisé pour introduire des données pendant l'analyse ou le service. Pour sélectionner les touches de l'écran de l'analyseur, l'utilisateur doit cependant recourir à l'écran.

Matériel nécessaire

Un clavier IBM PC étendu (PS2) ou un style USB est le seul élément devant être connecté à l'analyseur.

NOTA : *La configuration du clavier doit correspondre à la version de langue utilisée par l'analyseur.*

Procédure de connexion d'un clavier IBM

La procédure suivante permet de connecter un clavier IBM à l'analyseur.

Etape	Action
1.	Eteindre l'analyseur en procédant ainsi : • Sélectionner ***Menu*** > ***Analyse*** • A l'invite, presser ***Oui*** • Laisser l'analyseur s'éteindre tout à fait
2.	Si un lecteur externe de codes à barres est déjà connecté, le déconnecter.
3.	Connecter le clavier au port du lecteur de code barre / clavier (port PS2) à l'arrière de l'analyseur. Le port est signalé par le symbole
4.	Remettre en route l'analyseur.

Procédure de connexion d'un clavier USB

La procédure suivante permet de connecter un clavier USB à l'analyseur.

Etape	Action
1.	Connecter le clavier USB à l'un des ports USB situés à l'arrière de l'analyseur.
2.	Attendre quelques secondes pour laisser au système le temps de reconnaître le clavier.

Connexion du lecteur de codes à barres

Domaine d'utilisation

Un lecteur de codes à barres externe peut être connecté à l'analyseur ABL80 FLEX (toutes versions) pour la lecture d'informations codées, telles les informations sur les patients et les informations sur l'utilisateur. Les codes barres peuvent être lus chaque fois que le curseur est dans un champ d'entrée de données et lorsque l'analyseur demande l'introduction d'un code barre.

Matériel nécessaire

Le seul lecteur de codes à barres homologué pour cet appareil est le lecteur de codes à barres Radiometer (type douchette) fourni avec l'analyseur. Les lecteurs de rechange doivent être commandées auprès de Radiometer.

NOTA :

Le lecteur de codes à barres ayant une interface PS2 doit être raccordé à l'analyseur conformément aux normes EN50022/4.1987, EN50082-1/1992.

Procédure de connexion du lecteur de codes à barres

La procédure suivante permet de connecter le lecteur de codes à barres à l'analyseur.

Etape	Action
1.	Connecter le lecteur de codes à barres au port du lecteur de codes à barres / clavier à l'arrière de l'analyseur. Le port est signalé par le symbole
2.	Eteindre l'analyseur en procédant ainsi : • Sélectionner ***Menu*** > ***Analyse*** • A l'invite, presser ***Oui*** • Laisser l'analyseur s'éteindre tout à fait
3.	Remettre en route l'analyseur

Connexion à un réseau

Domaine d'utilisation

Toutes les versions de l'analyseur ABL80 FLEX permettent en outre une communication bidirectionnelle avec d'autres systèmes informatiques de type SIH (Système Informatique Hospitalier) ou SIL (Système Informatique de Laboratoire). La connexion de l'analyseur à ces systèmes via un réseau permet à l'utilisateur de mieux contrôler la somme de données patients circulant à travers l'hôpital. La communication bidirectionnelle permet à l'analyseur d'interroger la base de données d'un réseau sur l'identification d'un patient et les informations sur une demande. Cela permet d'assurer l'identification correcte du patient.

Types de données transmises

Les types d'informations pouvant être communiquées via un réseau entre l'ordinateur central contrôlant le système informatique et l'analyseur sont :

- Résultats patients
- Les résultats de contrôle de qualité
- Les données de calibration
- Messages système

Matériel nécessaire

Connecter l'analyseur à un réseau en utilisant le connecteur RJ45 (10/100 Ethernet) ou en utilisant l'un des deux ports USB .

Connexion de l'analyseur à un réseau

Contacter le représentant de Radiometer pour obtenir des informations concernant la connexion à un réseau. Des informations relatives aux protocoles de communication pour une connexion à un autre réseau sont présentées dans le manuel : *Communication Protocol Specifications for Radiometer Products* (Référence : 989-329).

Autres connexions

Moniteur externe

Il est possible de connecter un moniteur à l’analyseur pour afficher l’interface utilisateur sur un écran plus grand. Cela peut être particulièrement adapté dans le cadre de formation des utilisateurs. Le connecteur du moniteur est une sortie VGA indiquée par le symbole suivant :

Index

A

Absorbance 4-72
  totale 4-73
Activité 4-4
Ampérométrique, mesure
  principe 4-7
  processus 4-9

C

Calibration
  capteur de conductivité 4-66
  capteur de Glu 4-60
  capteur de pCO_2 4-38
  capteur de pH 4-29
  capteur de pO_2 4-47
  capteurs d'électrolytes 4-54
  équation 4-14
  gamme électrique 4-20
  généralités 4-13
  ligne 4-14
  limites des paramètres 4-16
  sensibilité du capteur 4-17
  solutions 4-13
  stabilité de la température 4-19
  stabilité électrique 4-18
  système optique 4-76
Capteur de Ca
  calibration 4-54
  principe de mesure 4-52
Capteur de Cl
  calibration 4-54
  principe de mesure 4-52
Capteur de Glu
  calibration 4-60
  construction 4-57
  mesure 4-61
  principe de mesure 4-58
Capteur de K
  calibration 4-54
  principe de mesure 4-52
Capteur de Na
  calibration 4-54
  principe de mesure 4-52
Capteur de pCO_2
  calibration 4-38
  construction 4-33
  corrections 4-41
  mesure 4-40
  principe de mesure 4-34

Capteur de pH
calibration 4-29
construction 4-25
corrections 4-31
mesure 4-30
Capteur de pH
principe de mesure 4-26
Capteur de pO_2
calibration 4-47
construction 4-43
corrections 4-49
mesure 4-48
principe de mesure 4-44
Capteurs
conductivité 4-62
électrolytes 4-50
pCO_2 4-32
Capteurs d'électrolytes
construction 4-51
Capteurs, description générale 4-3
Caractéristiques de fonctionnement 6-2
Cartes ..... *Voir Electronique*
Certificats de traçabilité 8-5
Clavier alphanumérique 9-3
Composants électroniques ..... *Voir Electronique*
Conductométrique, principe de mesure 4-10
Connexion de
clavier alphanumérique 9-3
réseau 9-5
Connexion du lecteur de codes à barres 9-4
Conversion des unités 7-41
Correction des interférences 4-79
Corrections
capteur de pCO_2 4-41
capteur de pH 4-31
capteur de pO_2 4-49
*c*tHb 4-81
HbF 4-81
Corrections définies par l'utilisateur
constants de corrélation 5-6
informations générales 5-2
pente et décalage 5-4
Courbe de Dissociation de l'Oxyhémoglobine 7-36

D

Documentation
Manuel de l'opérateur 1-2
Manuel de référence 1-2

E

Electrode ..... *Voir Capteurs*
Electrode de référence
construction 4-23
Electrode de référence
informations générales 4-22
Electronique
batterie 3-3

carte analogique 3-3
carte CO-OX....3-4
carte flash....3-3
CD....3-3
imprimante 3-3
informations générales 3-2
processeur....3-3
spectromètre 3-4
valves 3-3
Equation de Nernst 4-6, 4-28, 4-53
Equations 7-21
Essais de fonctionnement
ABL80 FLEX....6-10
ABL80 FLEX CO-OX 6-18
définition des termes 6-8
Essais de fonctionnement
ABL80 FLEX....6-11

H

HbF, correction HbF 4-81

I

Interface, options....9-2
clavier....9-3
lecteur de codes à barres....9-4
moniteur externe....9-6
réseau 9-5
Interférences de HbF, correction....4-77
Interférences, correction 4-79

L

Lambert-Beer, loi 4-72
Lecteur de codes à barres 9-4
Ligne de calibration....4-14
Limites des paramètres du capteur 4-16

M

Mesure
capteur de Glu....4-61
capteur de pCO_2 4-40
capteur de pH 4-30
capteur de pO_2 4-48
Méthode de référence....6-2
Méthodes de référence
ABL80 FLEX....6-6
confrontation 6-4

N

Nernst, équation 4-6, 4-53

O

Options d'interface
généralités 9-2

P

Parametres
unités et gammes....7-13

Paramètres
acido-basiques 7-5
conversion des unités 7-41
dérivés 7-17
électrolytes et métabolites 7-11
équations 7-21
généralités 7-3
introduits 7-16
mesurés 7-14
oxygène 7-7
oxymétrie 7-10
symboles 7-4
valeurs par défaut 7-43
Potentiométrique, principe de mesure 4-5
Principe de la mesure ampérométrique 4-7
Principe de la mesure potentiométrique 4-5
Principes de mesure
ampérométrique 4-7
généralités 4-4
potentiométrique 4-5
Processus de mesure 2-8

R

Réseau 9-5
Résultats des essais de fonctionnement
ABL80 FLEX 6-11
ABL80 FLEX CO-OX 6-19

S

Section humide
composants 2-2
diagramme ABL80 FLEX 2-3
Sensibilité 4-17
Solutions
certificat de traçabilité 8-5
certificats de traçabilité 8-5
Spectre continu 4-73, 4-74
Spectromètre 3-4
Stabilité
électrique 4-18
température 4-19
Système optique 4-69
calibration 4-76
construction 4-70, 4-71
paramètres mesurés 4-70

T

Tests d'interférence 6-29
Traçabilité des solutions 4-13

V

Vision Globale 7-3

Date d'édition

Représentant Radiometer :

Fabricant :

RADIOMETER

En cas de problème technique ou de question, contacter le représentant de Radiometer.

Radiometer Medical ApS
Åkandevej 21
2700 Brønshøj
Danemark
www.radiometer.com

Manuel de référence de l'ABL80 FLEX

Publication 201101

Edition G

Référence 990-700

Correspond à l'édition anglaise
990-635 201101J

CE IVD